



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SERGIPE
PRÓ-REITORIA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA
NÚCLEO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FÍSICA-NPGFI

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO

**Algoritmo para avaliação de distorção geométrica e dispersão de artefatos para
tomossíntese digital da mama**

Greiciane de Jesus Cesário

Orientadora: Dra. Divanízia do Nascimento Souza

Coorientadora: Dra. Márcia Regina Pereira Attie

SÃO CRISTÓVÃO/SE

2018

GREICIANE DE JESUS CESÁRIO

**Algoritmo para avaliação de distorção geométrica e dispersão de artefatos para
tomossíntese digital da mama**

Dissertação de Mestrado apresentada ao Núcleo
de Pós-Graduação em Física da Universidade
Federal de Sergipe como requisito parcial à
obtenção do título de Mestre em Física.

Dra. Divanília do Nascimento Souza

Dra. Márcia Regina Pereira Attie

São Cristóvão-SE

2018

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SERGIPE
Núcleo de Pós-Graduação em Física

**“Algoritmo para avaliação de distorção geométrica e dispersão de
artefatos em tomossíntese digital da mama”**

por

Greiciane de Jesus Cesário

**Dissertação de mestrado APROVADA em sessão pública no dia
dezenove de fevereiro do ano dois mil e dezoito perante a banca
examinadora constituída pelas seguintes professoras:**


Profa. Dra. Divanizia do Nascimento Souza
(DFI-UFS)


Profa. Dra. Ana Figueiredo Maia
(DFI-UFS)


Profa. Dra. Maria do Socorro Nogueira Tavares
(CDTN-CNEN)

*Dedico este trabalho aos meus pais,
Maria Inês e Raimundo, aos meus
queridos irmãos Roninho, Júnior e Cris.*

Agradecimentos

Primeiramente a Deus, por seu infinito amor, fidelidade, proteção e por toda ajuda nos momentos difíceis, renovando minhas forças e inundando meu coração de esperança e paz.

Agradeço com muito amor a toda a minha família, em especial a minha mãe, Maria Inês de Jesus, por todo amor, segurança e educação fornecida durante todos esses anos e por ser meu exemplo na vida.

À minha irmã Cris por toda atenção e companheirismo nos momentos difíceis. Sem ela, desidrataria.

À tia Maria José e aos meus irmãos Júnior e Roninho pelo amor e companheirismo.

Agradeço com muito carinho a minha orientadora prof. Dra Divanízia do Nascimento Souza pela orientação, dedicação, aprendizagem e paciência.

Agradeço de forma especial a minha mãe da física e Coorientadora, prof. Dra Márcia R. P. Attie, pelas valiosas discussões que agregaram muito valor ao meu trabalho, amizade, conselhos e carinho, sempre visando meu crescimento pessoal e acadêmico.

A Reneilson Yvens do Programa de Pós-Graduação em Ciência da Computação, por ter me ensinado a linguagem JavaScript e por toda ajuda e dedicação no presente trabalho.

Ao Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear (CDTN) pela colaboração no presente trabalho, em especial à Dra. Maria do Socorro N. Tavares e ao Dr. Lucas Paixão.

Aos amigos queridos que adquiri durante a Pós-graduação, vocês tornaram esses dois anos mais divertidos.

Ao CNPq, pelo apoio financeiro.

A todos aqueles que contribuíram de alguma maneira para a realização deste trabalho

RESUMO

Os equipamentos de tomossíntese são de alto custo e precisam ser operados por profissionais que conheçam todas as suas funções, para evitar danos e otimizar seu uso em termos de qualidade da imagem, doses de radiação ao paciente e custos. A operação adequada auxilia na identificação de defeitos apresentados pelo equipamento na fase inicial de uso, possibilitando correções imediatas e prevenindo danos maiores. Por isso, deve-se dar atenção especial aos programas de garantia de qualidade desses equipamentos e de seus processos operacionais. Distorção é a representação não exata do tamanho ou da forma de uma estrutura na imagem radiográfica. Uma distorção exagerada torna a radiografia inaceitável para o diagnóstico. O objetivo deste estudo foi avaliar a distorção geométrica e dispersão de artefatos em imagens de tomossíntese digital da mama com algoritmos (códigos computacionais) desenvolvidos por nosso grupo e comparar com resultados da literatura, baseados no protocolo europeu *European Guidelines for Quality Assurance in Breast Cancer Screening and Diagnosis* (EUREF). Para as análises, inicialmente obtivemos imagens com um objeto simulador de 5 mm de espessura composto de polimetilmetacrilato, ao qual estão inseridas esferas de alumínio de 1 mm de diâmetro de forma retangular. As imagens reconstruídas para a realização do teste de distorção geométrica e dispersão de artefatos foram obtidas com o objeto de teste posicionado a 25, 35 e 45 mm de distância em relação à bandeja de compressão. As imagens foram adquiridas em equipamentos de mamografia digital e tomossíntese das marcas Hologic e GE instalados em clínicas radiológicas de vários Estados do Brasil. As imagens foram analisadas utilizando o software ImageJ. Para a avaliação com os algoritmos foi necessário analisar a altura do plano em foco, a acurácia do posicionamento no plano em foco e a aparência das esferas de alumínio nos planos em foco adjacentes. Os planos em foco representam os planos que as esferas aparecem mais nítidas nas imagens. As imagens foram analisadas também por código já descrito no protocolo EUREF (NCCPM_Tools). Os resultados mostraram que os algoritmos desenvolvidos neste estudo produzem a avaliações da distorção geométrica e dispersão de artefatos semelhantes à realizada pela ferramenta computacional desenvolvida pelo protocolo europeu (EUREF), assegurando que tais algoritmos podem ser empregados para análises de imagens obtidas em equipamentos de tomossíntese de fabricantes diversos.

Palavras chave: Tomossíntese, controle de qualidade, distorção geométrica, artefatos.

ABSTRACT

The tomosynthesis equipment is expensive and needs to be operated by professionals who know all their functions, to avoid damages, optimize their use in terms of image quality, radiation doses and costs. The proper operation assists in the identification of defects presented by the equipment in the initial phase of use, allowing immediate corrections and preventing major damages. Therefore, special attention should be given to quality assurance programs for these equipment and their operational processes. Distortion is the incoherent representation of the size or shape of a structure in the radiographic image. Exaggerated distortion makes radiography unacceptable for diagnosis. The objective of this study was to perform geometric distortion and artifact dispersion tests in digital breast tomosynthesis images with algorithms (computational codes) developed by our group and to compare with literature results based on the *European Guidelines for Quality Assurance in Breast Cancer Screening and Diagnosis* (EUREF). For the analyses, we initially obtained images with a polymethylmethacrylate simulating object composed of aluminum beads distributed at 25, 35 and 45 mm distance from the compression tray. The images were acquired in digital mammography and tomosynthesis equipment of the Hologic and GE brands installed in radiological clinics in several States of Brazil. The images were analyzed using ImageJ software. For the evaluation with the algorithms it was necessary to analyze the height of the plane in focus, the accuracy of the positioning in the plane in focus and the appearance of the aluminum balls in the adjacent planes in focus. The planes in focus represent the planes that spheres appear most clearly in the images. The images were also analyzed by code already described in the EUREF protocol. The results showed that the algorithms developed in this study are capable of evaluating image distortion by comparing the separation between the aluminum beads in the focus plane and their physical separation in the simulator object, ensuring that such algorithms can be used for analysis of images obtained in tomosynthesis equipment from different manufacturers.

Keywords: Tomosynthesis, quality control, geometric distortion, artifacts.

LISTA DE FIGURAS

Figura 3.1 Esquema do funcionamento de um equipamento de tomossíntese digital da mama. Enquanto a mama permanece comprimida, o tubo de raios X se move em ângulos limitados durante a aquisição de imagens de diferentes projeções. O detector armazena as imagens em fatias finas. Fonte: Adaptado de: Baker; LO, 2011	22
Figura 3.2 Imagens de tomossíntese adquiridas a partir de diferentes ângulos separando estruturas que possuem alturas diferentes. Fonte: Adaptado de: Smith, 2004	23
Figura 3.5 Configuração para a avaliação da distorção geométrica (60mm PMMA + 5mm phantom na parte superior), Vista superior e vista 3D. Fonte: Van Engen et al., 2013	28
Figura 4.1 Fluxograma do algoritmo desenvolvido para análise da distorção geométrica e dispersão de artefatos.	33
Figura 4.2 Imagens do equipamento Hologic na posição 25 mm da bandeja de compressão. As imagens foram arrastadas para a barra de ferramentas do ImageJ.	34
Figura 4.3 Seleção da ROI na imagem reconstruída e seleção do algoritmo para análise do teste DGDA para o equipamento de mamografia da Hologic.	35
Figura 4.4 Fatia em foco da esfera selecionada pela ROI na imagem reconstruída da tomossíntese digital da mama utilizando o equipamento Hologic.	36
Figura 4.5 A) Representação de uma janela da projeção em Z do plano composto informando os planos comuns para imagens reconstruídas do equipamento da Hologic, se não corresponde ao número de planos na pilha deve-se digitar o valor correto. Em B) tem-se a imagem composta com todos os planos. Pode-se observar a dispersão de artefatos.	37
Figura 4.6 Captura de tela com o valor do espaçamento dos pixels para a imagem reconstruída através do equipamento de DBT.	39
Figura 4.7 Plano em foco para imagem reconstruídas de equipamentos da GE. O valor do plano em foco pode ser visto na região superior esquerda da pilha.	40
Figura 5.1 Grau de inclinação ou curvatura do plano em foco contendo as esferas de Al em função da posição do objeto de teste. À esquerda tem-se os resultados utilizando o algoritmo Laram_Hologic e à direita utilizando a ferramenta computacional de referência (NCCPM_Tools).	43
Figura 5.2 Distorção significativa da imagem dentro do plano em foco na verdadeira altura das esferas na direção X em função da posição do objeto de teste. À esquerda temos os resultados utilizando o algoritmo Laram_Hologic e à direita utilizando a ferramenta computacional de referência.	44
Figura 5.3 Distorção significativa da imagem dentro do plano em foco na verdadeira altura das esferas na direção Y em função da posição do objeto de teste. À esquerda obtivemos os resultados utilizando o algoritmo Laram_Hologic e à direita utilizando a ferramenta computacional de referência.	44

Figura 5.4 Distorção discernível da imagem no plano em foco em X em função da posição do objeto de teste. À esquerda as análises foram feitas com o algoritmo Laram_Hologic e à direita com o algoritmo de referência.....	45
Figura 5.5 Distorção discernível da imagem no plano em foco em Y em função da posição do objeto de teste. À esquerda as análises foram feitas com o algoritmo Laram_Hologic e à direita com o algoritmo de referência.....	45
Figura 5.6 Avaliação do espalhamento em X em função da posição do objeto de teste para imagens obtidas nas clínicas A, B e C utilizando o algoritmo Laram_Hologic (à esquerda) e o de referência (à direita).	46
Figura 5.7 Avaliação do espalhamento em Y em função da posição do objeto de teste para imagens obtidas nas clínicas A, B e C utilizando o algoritmo Laram_Hologic (à esquerda) e o de referência (à direita).	46
Figura 5.8 Avaliação da distorção perpendicular ao plano do detector (FWHM em Z) em função da posição do objeto de teste. À esquerda as análises foram feitas com o algoritmo Laram_Hologic e a direita com o algoritmo de referência.....	47
Figura 5.9 Grau de inclinação ou curvatura do plano em foco contendo as esferas de alumínio em função da posição do objeto de teste. À esquerda temos os resultados utilizando o algoritmo Laram_GE e à direita utilizando a ferramenta computacional de referência (NCCPM_Tools).	49
Figura 5.10 Distorção significativa da imagem dentro do plano em foco na verdadeira altura das esferas em X em função da posição do objeto de teste. À esquerda temos os resultados utilizando o algoritmo Laram_GE e à direita utilizando a ferramenta computacional de referência.....	50
Figura 5.11 Distorção significativa da imagem dentro do plano em foco na verdadeira altura das esferas em Y em função da posição do objeto de teste. À esquerda obtivemos os resultados utilizando o algoritmo Laram_GE e à direita utilizando a ferramenta computacional de referência.....	50
Figura 5.12 Distorção discernível da imagem no plano em foco em X em função da posição do objeto de teste. À esquerda as análises foram feitas com o algoritmo Laram_GE e a direita com o algoritmo de referência.	51
Figura 5.13 Distorção discernível da imagem no plano em foco em Y em função da posição do objeto de teste. À esquerda as análises foram feitas com o algoritmo Laram_GE e a direita com o algoritmo de referência.	52
Figura 5.14 Avaliação do espalhamento em X em função da posição do objeto de teste para imagens obtidas com equipamento da GE de dois modelos distintos. Foi utilizado o algoritmo Laram_GE (à esquerda) e o de referência (à direita) para a avaliação.....	53
Figura 5.15 Avaliação do espalhamento em Y em função da posição do objeto de teste para imagens obtidas com equipamento da GE de dois modelos distintos. A avaliação foi feita por meio do algoritmo Laram_GE (à esquerda) e o de referência (à direita).	54

Figura 5.16 Avaliação da distorção perpendicular ao plano do detector (FWHM em Z) em função da posição do objeto de teste. À esquerda as análises foram feitas com o algoritmo Laram_GE e a direita com o algoritmo NCCPM_Tools.	54
Figura 5.17 Planos em foco em diferentes alturas mostrando uma esfera de alumínio de 1 mm de diâmetro. Fonte: NHSBSP Equipment Report 1307 Version 2: Technical evaluation of Hologic Selenia Dimensions digital breast tomosynthesis system, 2014.	56

LISTA DE TABELAS

Tabela 4.1 Valores obtidos na execução do teste DGDA para imagens reconstruídas do equipamento da Hologic com o objeto de teste posto em 25 mm da bandeja de compressão. Valores referente a primeira parte do teste que corresponde ao plano em foco.	38
Tabela 4.2 Valores obtidos na execução do teste DGDA para imagens reconstruídas do equipamento da Hologic com o objeto de teste posto em 25 mm da bandeja de compressão. Valores referente a segunda parte do teste, correspondente ao plano composto.	38
Tabela 5.1 Avaliação da distorção geométrica e dispersão de artefatos para tomossíntese digital da mama utilizando imagens do objeto de teste posicionado a 25, 35 e 45 mm em relação à bandeja de compressão utilizando o algoritmo Laram_Hologic nos equipamentos das clínicas A, B e C.	42
Tabela 5.2 Avaliação da distorção geométrica e dispersão de artefatos para tomossíntese digital da mama utilizando imagens do objeto de teste posicionado a 25, 35 e 45 mm em relação a bandeja de compressão para as clínicas A, B e C. utilizando o algoritmo NCCPM_Tools.	42
Tabela 5.3 Resultado da avaliação da distorção geométrica e dispersão de artefatos para tomossíntese digital da mama com imagens de teste obtidas a partir de dois equipamentos com modelos distintos GE.	48
Tabela 5.4 Resultado da avaliação da distorção geométrica e dispersão de artefatos para tomossíntese digital da mama com imagens de teste obtidas a partir de dois equipamentos com modelos distintos GE.	49

LISTA DE SIGLAS E ABREVIACÕES

AEC Controle Automático de Exposição

Al Alumínio

ALARA Tão Baixo Quanto Razoavelmente Exequível
(Low As Reasonable Achievable)

CDTN Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear

CQ Controle de Qualidade

CR Radiologia Computadorizada
(Computed Radiology)

CNR Razão Contraste Ruído
(*Contrast Noise Ratio*)

DBT Tomossíntese Digital da Mama
(*Digital Breast Tomosynthesis*)

DFD Distância Foco Detector

DGDA Distorção Geométrica e Dispersão de Artefatos

DGM Dose Glandular Média

DICOM Comunicação de Imagens Médicas Digitais em Medicina
(*Digital Imaging and Communications in Medicine*)

DQE Eficiência Quântica de Detecção
(*Detection Quantum Efficiency*)

EUREF European Reference Organisation for Quality Assured Breast Screening and Diagnostic Services

FFDM Mamografia Digital de Campo Completo, Mamografia 2D
(*Full Field Digital Mammography, 2D mammography*)

HVL Camada Semirredutora

(Half Value Layer)

IAEA Agência Internacional de Energia Atômica

(International Atomic Energy Agency)

INCA Instituto Nacional de Câncer José Alencar Gomes da Silva

K Kerma

K_{ar,i} Kerma no Ar Incidente

LARAM Laboratório de Radioproteção Aplicada à Mamografia

PMMA Polimetilmetacrilato

PE Polietileno

ROI Região de Referência de Interesse

(Reference region-of-interest)

SNR Razão Sinal Ruído

(Signal to Noise Ratio)

SD Desvio Padrão

(Standard Deviations)

VMP Valor Médio de Pixel

2D Bidimensional

3D Tridimensional

Sumário

RESUMO	vi
ABSTRACT	vii
LISTA DE FIGURAS	viii
LISTA DE TABELAS.....	xi
LISTA DE SIGLAS E ABREVIACÕES.....	xii
1 INTRODUÇÃO	16
2 OBJETIVOS DO TRABALHO	19
2.1 Gerais	19
2.2 Específicos.....	19
3 REVISÃO DA LITERATURA	20
3.1 Estado da arte	20
3.2 Tomossíntese Digital da Mama (DBT)	21
3.2.1 Processo de Aquisição	23
3.3 Programas de Garantia de Qualidade em Mamografia	24
3.3.1 Qualidade de Imagem na Imagem Reconstruída	26
4 MATERIAIS E MÉTODOS.....	29
4.1 Materiais	29
4.1.1 Equipamentos de Mamografia com Tomossíntese	29
4.1.2 ImageJ	29
4.1.3 Placas de polimetilmetacrilato (PMMA)	30
4.1.4 Placas de PMMA com esferas de Alumínio inseridas (phantom)	30
4.2 Métodos	30
4.2.1 Distorção geométrica e dispersão de artefatos (DGDA)	30
5 RESULTADOS E DISCUSSÃO	41
5.1 Resultados	41
5.1.1 Distorção geométrica e dispersão de artefatos (DGDA)	41
5.2 Discussão	55

6	CONCLUSÃO	58
6.1	Perspectivas futuras	59
	REFERÊNCIAS	60
	Anexo I – Planilha de teste DGDA.....	62

1 INTRODUÇÃO

O câncer de mama é uma neoplasia que surge a partir do desenvolvimento anormal das células da mama. A maioria dos casos tem bom prognóstico se detectados e tratados em estádios iniciais. No entanto, as taxas de mortalidade por câncer de mama no Brasil e no mundo continuam elevadas, provavelmente porque a doença ainda é diagnosticada em estádios avançados. Esse é atualmente o tipo de câncer mais comum entre as mulheres nos países ocidentais. Entre as mulheres, antes dos 35 anos de idade é considerado relativamente raro, acima dessa idade sua incidência cresce gradativamente, principalmente após os 50 anos. Segundo o Instituto Nacional de Câncer José Alencar Gomes da Silva (INCA), eram estimados 57.960 novos casos em 2016 (Brasil, 2016), com um número de mortes de 14.388, sendo 181 mortes na população masculina e 14.206 na população feminina. A mamografia ainda é a ferramenta mais eficiente para diagnosticar a doença antes do surgimento dos sintomas ou do aparecimento de massas palpáveis; entretanto, em mulheres mais jovens a eficiência desse tipo de diagnóstico é reduzida devido a maior densidade das mamas desse grupo de mulheres. A principal limitação da mamografia é a sobreposição de estruturas e tecidos e a baixa capacidade em distinguir estruturas tridimensionais nas imagens.

A tomossíntese digital da mama (*Digital Breast Tomosynthesis, DBT*) representa um potencial substituto para a mamografia, devido ao fato das imagens de DBT serem tridimensionais (3D), o que faz com que a probabilidade de sobreposição de tecidos seja reduzida, mesmo com doses de radiação equivalentes à mamografia. A DBT é frequentemente utilizada como uma técnica complementar à mamografia, devido ao maior tempo de execução e da análise das imagens reconstruídas. Os algoritmos de reconstrução utilizados em DBT, que fornecem uma maior qualidade da imagem (algoritmos iterativos), são mais demorados por serem computacionalmente mais exigentes. Eles têm sido preteridos pelos algoritmos analíticos que são mais rápidos, porém a qualidade da imagem permitida por esses últimos ainda é inferior.

Quando se utiliza uma técnica como parte de um programa de diagnóstico por imagem, são necessários estudos para avaliar seu desempenho. Serviços de radiologia no Brasil adotam testes de controle de qualidade estabelecidos por protocolos europeus para mamografia convencional e digital. Não existe um protocolo brasileiro para testes de controle de qualidade em tomossíntese digital da mama.

A manutenção preventiva dos equipamentos mamográficos é fundamental para a boa qualidade da imagem radiológica e, conseqüentemente, para a realização do diagnóstico seguro de cada paciente. Uma imagem sem qualidade implica na necessidade da repetição do exame, aumentando a exposição aos raios X em um mesmo paciente, bem como aumento de custos. Assim, a adoção de um programa de qualidade em radiologia torna-se fundamental, porque auxilia no controle do processo de obtenção da imagem digital.

Em mamografia, o diagnóstico precoce de lesões associadas ao câncer só é possível se a imagem atender a certos requisitos de qualidade como: elevada resolução espacial; alto contraste; baixo ruído e ausência de artefatos. Esses requisitos são essenciais para manter os valores de dose glandular média dentro de limites razoáveis; isto é, com a menor dose possível. As práticas médicas utilizando radiações ionizantes devem ser sempre otimizadas (BRASIL, 1998;). Em radiodiagnóstico esta otimização é necessária para permitir a obtenção de uma imagem que apresente, além de uma boa nitidez de detalhes, a visibilidade das estruturas anatômicas de interesse, associada a uma mínima exposição aos pacientes.

A obtenção de imagens mamográficas de qualidade requer boas condições do equipamento. O Protocolo europeu (EUREF) de controle de qualidade em tomossíntese (van Engen et al., 2013) recomenda a realização de diversas avaliações periódicas nos aparelhos de mamografia, dentre as quais, podemos destacar o teste de distorção geométrica e o teste de espalhamento de artefatos (DGDA) nas imagens reconstruídas da DBT. As imagens reconstruídas não são uma representação exata do objeto simulador físico exposto a radiação. Elas podem aparecer distorcidas ou podem surgir estruturas que não representam a atenuação verdadeira do órgão ou tecido exposto a radiação, ou seja, são artefatos. É importante avaliar o grau de distorção e a presença de artefatos que um mamógrafo fornece através de suas imagens, a fim de garantir que não influenciem no diagnóstico. Uma imagem distorcida e com presença de artefatos podem causar:

- ✓ Diagnóstico incorreto: as imagens geram laudos inconclusivos, prejudicando e confundindo a análise da mamografia;
- ✓ Risco de repetição: se a imagem é inadequada para o diagnóstico será necessário repetir a mamografia, aumentando os riscos para o paciente devido a irradiação desnecessária. O paciente foi submetido a uma dose que não lhe trouxe nenhum benefício, ou seja, uma dose não justificada.

- ✓ Transtornos ao paciente: a necessidade de repetição do exame fornece insegurança e estresse desnecessário ao paciente, pois ele terá que se dirigir novamente ao serviço de radiologia.
- ✓ Aumento de custos: uma vez que o mesmo paciente necessita repetir o exame, ele levaria o tempo em que outro paciente poderia estar sendo atendido, além da redução da vida útil da ampola de vidro do tubo de raios X.

A adoção do teste de DGDA possibilita a melhoria na qualidade da imagem mamográfica, sendo esta a ferramenta mais importante no diagnóstico precoce e controle do câncer de mama. Atualmente, a avaliação da distorção geométrica e dispersão de artefatos é realizada nas imagens reconstruídas da tomossíntese, obtidas através de um objeto de teste que simula a mama composta por estruturas tridimensionais (pequenas esferas). Utiliza-se uma ferramenta computacional para avaliar e quantificar o grau de distorção e o espalhamento de artefatos nas imagens de DBT.

Neste trabalho, buscou-se desenvolver uma ferramenta computacional para realizar a avaliação da distorção geométrica e dispersão de artefatos em imagens de tomossíntese digital da mama. As imagens foram adquiridas através de um objeto simulador (*phantom*) de polimetilmetacrilato no qual foram inseridos um objeto de teste, composto por esferas de alumínio de 5mm de espessura, dispostas de forma retangular. As imagens foram obtidas utilizando cinco equipamentos de tomossíntese: três equipamentos de mesmo modelo da fabricante Hologic e dois equipamentos com modelos diferentes da fabricante GE. A avaliação da DGDA foi realizada através dos algoritmos desenvolvidos neste trabalho. Os algoritmos fornecem informações sobre a acurácia espacial das imagens reconstruídas e os artefatos de reconstrução associados a cada uma das esferas de alumínio, nas direções paralela e vertical (perpendicular) à superfície do detector. Para validar os algoritmos desenvolvidos neste trabalho, os resultados das análises foram comparados com resultados obtidos fazendo-se uso da ferramenta computacional já descrita na literatura.

2 OBJETIVOS DO TRABALHO

2.1 Gerais

Desenvolver um algoritmo para automatizar e avaliar a distorção geométrica e a dispersão de artefatos em imagens reconstruídas em tomossíntese digital da mama.

2.2 Específicos

Empregando o algoritmo:

- Avaliar o grau de inclinação ou de curvatura do plano em foco;
- Avaliar a dispersão discernível nas direções X e Y da imagem no plano em foco;
- Avaliar a dispersão de artefatos em duas direções ortogonais paralelas à superfície do detector e na direção perpendicular à superfície do detector.

Os planos em foco representam os planos nos quais as esferas de interesse aparecem mais nítidas nas imagens.

3 REVISÃO DA LITERATURA

3.1 Estado da arte

Com o surgimento da radiologia, diferentes técnicas começaram a se desenvolver para reduzir a mortalidade devido às neoplasias mamárias. Dentre as técnicas, podemos destacar o estudo feito por Albert Salomon (cirurgião alemão), em 1913, que realizou 3.000 radiografias de mamas mastectomizadas e, assim, pôde identificar e classificar os diferentes tipos de tumores mamários.

Em 1950, Raúl Leborgne (médico uruguaio) observou a relação do contraste nas imagens com as doses de radiação ao qual as mamas eram expostas. Ele verificou que com a diminuição da dose de radiação proporcionada pela compressão da mama e pela colimação com um cone longo as imagens obtidas possuíam maior qualidade para o diagnóstico (Leborgne, 1951). Essa foi uma descoberta importante para o desenvolvimento dos primeiros equipamentos de mamografia.

À medida que o tempo foi passando, o processo de aquisição das imagens mamográficas foi sendo aprimorado. A substituição de equipamentos analógicos por digitais tem aumentado bastante. Apesar dos equipamentos analógicos produzirem imagens com alta qualidade diagnóstica, possuem limitações devido o filme ser o meio de aquisição e de armazenamento da imagem mamográfica, não possibilitando recursos para melhorias desse tipo de imagem.

Em 2000, o equipamento de mamografia Senoclaire 2000D da GE foi aprovado para uso em radiodiagnóstico nos Estados Unidos pelo FDA (*Food and Drug Administration*, Administração de Alimentos e Medicamentos). Após cinco meses, exemplares desse equipamento foram trazidos para o Brasil, que foi o primeiro país da América Latina a fazer uso da mamografia digital de campo total (DR) em algumas clínicas no país (Kalaf, 2007).

Na mamografia computadorizada - CR (*Computed Radiography*) ou digital - DR (*Direct Radiography*), os processos de aquisição, exposição e armazenamento são separados, possibilitando manipulações e melhorias nas imagens. Entretanto, existem algumas diferenças nas suas tecnologias. Na mamografia computadorizada, a imagem é obtida em um equipamento de radiologia convencional, porém apenas o chassi tem tecnologia digital. Esse

chassi é escaneado após ser exposto a radiação, através do *scanner*, possibilitando a obtenção da imagem computadorizada. Na mamografia digital de campo total (DR), a imagem é obtida através da exposição dos detectores aos raios X. O equipamento foi projetado para este propósito, utilizando detectores individuais e tendo como produto final a imagem digital direta e não escaneada, como na mamografia CR.

Em 1977, Niklason fez a primeira publicação sobre o equipamento de DBT. Ele desejava eliminar a sobreposição de tecidos mamários através da aquisição de múltiplas imagens. Na década de 1980 os ensaios para a tomossíntese foram frustrados devido a limitações dos detectores (Li *et al.*, 2013; Park *et al.*, 2007). Com a evolução dos sistemas de detectores, a mamografia 3D, conhecida como tomossíntese digital da mama, tem sido utilizada em exames complementares. Atualmente a DBT tem sido investigada para substituir as mamografias clássicas e se tornar a mamografia única do futuro (Hooley *et al.*, 2017).

3.2 Tomossíntese Digital da Mama (DBT)

A Tomossíntese Digital Mamária (*Digital Breast Tomosynthesis*, DBT), também conhecida como mamografia tridimensional 3D, é uma modalidade promissora do diagnóstico, pois permite a reconstrução do volume tridimensional da mama exposta a radiação, além da visualização individual bidimensional de cortes finos dela. Esta visualização a diferentes profundidades, além de diminuir estruturas sobrepostas de tecidos, diagnósticos falsos positivos e biópsias desnecessárias, aumentam a detecção de pequenos achados devido a melhor diferenciação de tecidos normais em relação a massas suspeitas ainda que suas densidades sejam muito próximas (Lu *et al.*, 2013; Conant, 2014). Este exame é realizado num mamógrafo digital modificado que possibilita a aquisição de imagens com variações de pequenos ângulos, cuja amplitude varia conforme o fabricante de cada equipamento. A mama permanece comprimida, enquanto que o tubo de raios X rotaciona através de um ângulo definido. Após todas as exposições com diferentes angulações, a imagem digital é reconstruída através de algoritmos adequados, resultando em uma pilha de projeções (imagens). As imagens de projeção adquiridas são 2D, porém, no final obtém-se um volume 3D de imagens que podem ser manipuladas e individualmente em vários planos (Gennaro *et al.*, 2010; Baker e Lo, 2011). A Figura 3.1 representa o método de funcionamento de um equipamento de DBT.

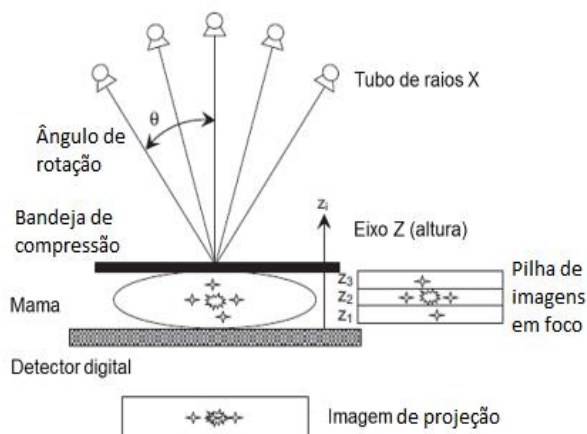


Figura 3.1 Esquema do funcionamento de um equipamento de tomossíntese digital da mama. Enquanto a mama permanece comprimida, o tubo de raios X se move em ângulos limitados durante a aquisição de imagens de diferentes projeções. O detector armazena as imagens em fatias finas. Fonte: Adaptado de: Baker; LO, 2011

Desde os anos 30 do século XX tem-se estudado os princípios fundamentais para o desenvolvimento da tomossíntese digital. A concretização e a implementação da técnica só foram possíveis devido a criação de detectores digitais (*flat panel digital display detectors*) e com o avanço de poderosos algoritmos de reconstrução e pós-processamento. O desenvolvimento de detectores que permitem leitura rápida, grande campo de imagem e que proporcionem diversas projeções em poucos segundos, tornou viável a aplicação da tomossíntese nos serviços de radiologia.

Para que as exposições aos raios X em exame de tomossíntese resultem em doses baixas é desejado que o detector ofereça alta eficiência quântica de detecção (*detective quantum efficiency*, DQE) e baixo ruído (Gilbert *et al.*, 2011; Males *et al.*, 2011). A eficiência quântica de detecção descreve a eficiência da transferência da razão sinal ruído (SNR) incidente em relação à SNR de saída. Já o ruído é uma variação aleatória indesejável do sinal incidente ao receptor de imagem e que interfere na avaliação do médico. O ruído pode ser reduzido aumentando a qualidade do feixe de raios X, porque feixes energéticos são mais penetrantes e depositam menor dose no paciente, o que resulta em maior fluxo de fótons incidentes no detector para formação da imagem de projeção. Entretanto, devido a essas características, há uma perda de contraste na imagem das estruturas da mama que apresentam pequenas diferenças de densidade. Com essas estruturas, a radiação mais energética interage pouco porque é mais penetrante, ou seja, a probabilidade de interação da radiação com essas

estruturas é menor porque o feixe é mais energético. De maneira geral, há uma melhora na razão contraste ruído (CNR) com o aumento da qualidade do feixe (Baldwin, 2009).

3.2.1 Processo de Aquisição

Com a mama comprimida, uma série de imagens são obtidas através de vários ângulos de varredura do tubo de raios X. As estruturas presentes na mama comprimida são projetadas de forma distinta em cada projeção. Isso permite a visualização em separado de objetos na DBT. A Figura 3.2 permite uma compreensão do conceito de aquisição da tomossíntese (Smith *et al.*, 2004).

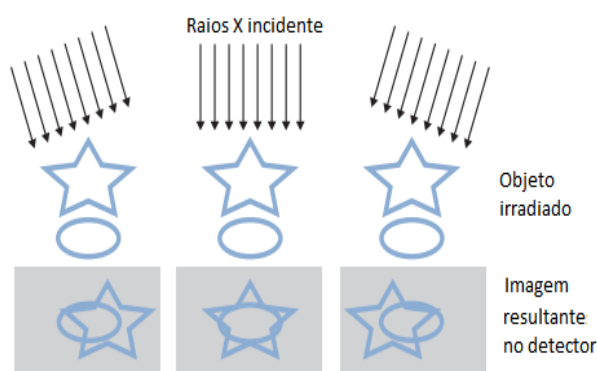


Figura 3.2 Imagens de tomossíntese adquiridas a partir de diferentes ângulos separando estruturas que possuem alturas diferentes. Fonte: Adaptado de: Smith, 2004

A geometria de um sistema de DBT varia de acordo com cada fabricante. Existem três movimentos básicos da geometria de aquisição: estacionário (não há movimento mecânico da fonte de raios X e do detector, mas é permitido a coleta de todas as imagens de projeção); movimento isocêntrico (o detector e a fonte de raios X permanecem fixos, um em relação ao outro, porém rotacionam em torno do mesmo eixo) e o movimento isocêntrico parcial (o detector permanece fixo, enquanto que o movimento do tubo de raios X descreve um arco). A geometria mais comum é o movimento isocêntrico parcial (Males *et al.*, 2011).

Durante o processo de aquisição das imagens, a mama é mantida comprimida de forma padrão em mamografia para evitar artefatos de movimento. O tubo de raios X gira em torno

da mama através de 10 a 20 graus (pode variar de acordo com o fabricante) e são realizadas entre 10 e 20 exposições, normalmente a cada 1° ou mais durante um tempo total de varredura de 5 segundos ou menos. O tubo de raios X pode se movimentar no modo contínuo (*continuous*) ou no modo discreto (*step-and-shoot*). No primeiro modo o tubo realiza exposições curtas para evitar a desfocagem da imagem enquanto se movimenta continuamente, por sua vez em modo discreto o tubo para totalmente antes de realizar cada exposição para evitar o borramento da imagem devido a vibração no movimento. De maneira geral, quanto maior o número de projeções menor o número de artefatos nas imagens reconstruídas para uma dose constante. Entretanto, aumentar o número de exposições implica em diminuir o número de fótons que chegarão ao detector, resultando no aumento do ruído e prejudicando a qualidade das imagens reconstruídas. Posteriormente as projeções são utilizadas para reconstruir o volume 3D da mama através de algoritmos que produzirão um conjunto de imagens paralelas, normalmente com 1mm de espessura (Baker e Lo, 2011; Smith, 2008).

3.3 Programas de Garantia de Qualidade em Mamografia

Um serviço de radiologia precisa executar um programa de controle de qualidade para assegurar que os pacientes não sejam expostos a radiação de forma indevida e para garantir que os equipamentos estejam funcionando de acordo com as normas regulamentares. É necessário entender como cada equipamento funciona para obter a melhor qualidade da imagem necessária para o diagnóstico e para que as doses aos quais os pacientes serão submetidos obedçam ao princípio *ALARA*. É importante observar o custo benefício entre qualidade de imagem e a dose.

Assim, um programa de garantia de qualidade faz-se necessário para otimizar as doses e manter a imagem com qualidade diagnóstica.

Os técnicos em radiologia e os físicos médicos devem ser treinados e qualificados para a realização dos testes de controle de qualidade, executando e interpretando corretamente os resultados, a fim de minimizar erros operacionais dos equipamentos, obedecendo ao princípio *ALARA* (*As Low As Reasonably Achievable*) expressão conhecida como “tão baixo quanto razoavelmente exequível”. Trata-se de um princípio de segurança que tem como objetivo

minimizar as doses em pacientes e trabalhadores, promovendo o bom funcionamento do serviço.

Após a instalação e aceitação bem-sucedida de um equipamento, o funcionamento dele deve ser monitorado de forma contínua para garantir a continuidade do bom desempenho. Este processo de avaliação contínua, periódica, é o controle de qualidade (CQ). A finalidade dos testes de CQ é a detecção de alterações que podem resultar na perda da qualidade da imagem ou um aumento significativo da exposição a radiação (Boone *et al.*, 2002).

Em 1998, no Brasil, foi publicado a portaria nº 453 do Ministério da Saúde que estabelece as diretrizes básicas de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico, e que dispõe sobre o uso dos raios X diagnósticos em todo território nacional. (BRASIL, 1998).

Essa Portaria regulamenta as ações para controle de exposições dos indivíduos ocupacionalmente expostos, dos indivíduos público e dos pacientes devido ao uso de raios X diagnósticos. Para a mamografia computadorizada (*Computed Radiography*, CR), a mamografia direta (*Direct Radiography*, DR) e a tomossíntese digital da mama (*digital breast tomosynthesis*, DBT) ainda não existe um protocolo nacional de controle de qualidade. Clínicas de radiologia no Brasil utilizam protocolos internacionais, como o *European Reference Organisation for Quality Assured Breast Screening and Diagnostic Service* (EUREF), *National Health Service Breast Screening Programme* (NHSBSP), *American Association of Physicists in Medicine* (AAPM), *Internacional Atomic Energy Agency* (IAEA) e o da *Sociedad Española de Física Médica* (SEFM).

Para abordar sobre programa de controle de qualidade (PCQ) é preciso definir alguns conceitos (BRASIL, 1998):

- Garantia de qualidade - Conjunto de ações sistemáticas e planejadas visando garantir a confiança necessária para que o serviço ou produto satisfaçam as condições de qualidade de acordo com o padrão. É um programa usado para manter a qualidade da imagem com menor dose nos pacientes.
- Controle de qualidade - conjunto de operações e atividades que são utilizadas para satisfazer as condições de qualidade.
- Teste de aceitação do equipamento - conjunto de medidas e atividades, realizadas após a instalação de um equipamento novo ou após alterações no equipamento, para verificar o desempenho e comparar com as especificações do fabricante.

- Programa de Garantia de Qualidade - conjunto das operações detalhadas para a execução e eficácia da garantia de qualidade em cada parte do equipamento ou instalação. Deve conter todos os testes, avaliações e resultados obtidos.

A seguir, são descritos alguns testes considerados essenciais à garantia do desempenho de um equipamento de tomossíntese e assegurar que seja compatível com o princípio *ALARA*, mantendo a qualidade da imagem (QI) com exposição do paciente a baixas doses de radiação. Os testes descritos a seguir seguem recomendações do protocolo europeu (Van Engen *et al.*, 2013) para realização do CQ em equipamentos de DBT.

3.3.1 Qualidade de Imagem na Imagem Reconstruída

3.3.1.1 Resolução Z

A resolução Z está associada à habilidade de redução de estruturas subjacentes e à quantidade de ruído e de artefatos devido a estruturas fora de foco na imagem. Com uso de uma imagem 3D de esferas de alumínio na DBT, pode-se avaliar os artefatos nos planos de reconstrução associados a cada esfera. Esses artefatos fazem com que as esferas apareçam esticadas como uma linha fina na direção do movimento do tubo. Os efeitos de ampliação da imagem podem causar mudança na posição dos artefatos nos planos focais adjacentes em relação ao plano em que a esfera está em foco. Portanto, a componente vertical da propagação entre os planos deverá ser avaliada traçando-se um perfil a partir do valor máximo de pixel próximo à esfera de cada plano em foco adjacente (Van Engen *et al.*, 2014).

É recomendado que a avaliação da resolução Z seja executada a cada seis meses. Para isso, será necessário um *phantom* de 5 mm de espessura contendo várias esferas de 1 mm de diâmetro, seis placas de 10 mm de espessura de PMMA.

Deve-se posicionar as seis placas sobre a superfície do *bucky* e o objeto de teste entre a primeira e a segunda placa. Adquire-se uma imagem desse conjunto no modo AEC. Repete-se a exposição para o *phantom* posicionado entre a terceira e a quarta placa e novamente entre a quinta e a sexta placa. Em seguida, são realizadas medições da componente vertical da propagação dos artefatos em termos da largura à meia altura (FWHM) e da largura a um quarto da altura (FWQM). Essas medições deverão ser realizadas na direção perpendicular à

superfície do detector. A análise do FWHM pode ser realizada com uso de software desenvolvido para tal finalidade, como o que está disponível no site do NCCPM (Download Tools, no link <https://medphys.royalsurrey.nhs.uk/nccpm/?s=tomosynthesisqctools>).

Os valores limites para a resolução Z ainda não foram estabelecidos; porém, os valores de FWHM e FWQM podem ser usados para referência, com a finalidade de avaliar e garantir a estabilidade e a qualidade do equipamento de DBT.

3.3.1.2 *Distorção geométrica*

A distorção geométrica na imagem pode ser definida como a reprodução não exata do tamanho e ou da forma das estruturas da mama. Se a imagem apresenta distorção significa que as estruturas não foram capturadas corretamente pelo receptor de imagem. Não é possível reproduzir de forma exata os tecidos do corpo, porém é necessário quantificar e controlar o nível de distorção, para reduzir a perda de informação e, assim obter imagens com qualidade diagnóstica.

A avaliação da distorção geométrica deve ser realizada na avaliação da aceitação do sistema de imagens. Para sua execução é necessário um *phantom* com matriz retangular com diversas esferas de alumínio de 1 mm de diâmetro.

Deve-se posicionar o *phantom* na parte inferior, no meio e na parte superior de uma pilha de PMMA de 60 mm de altura (Figura 3.5).

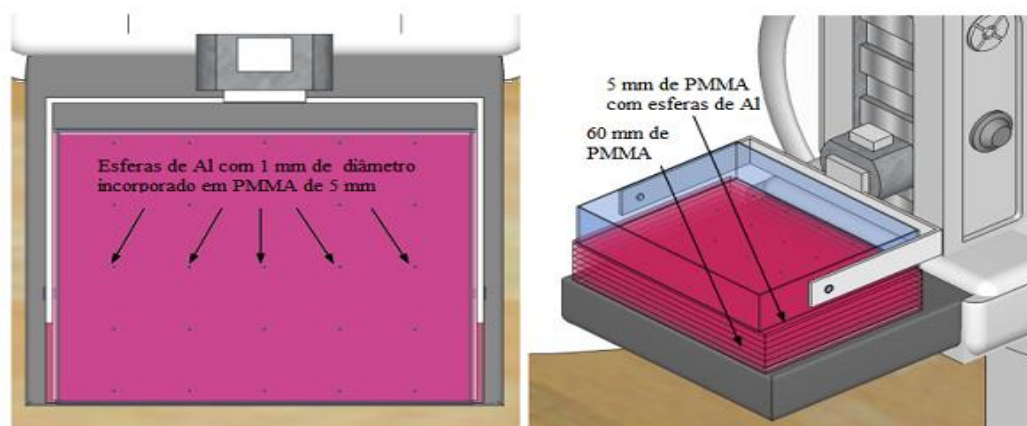


Figura 3.3 Configuração para a avaliação da distorção geométrica (60mm PMMA + 5mm *phantom* na parte superior), Vista superior e vista 3D. Fonte: Van Engen *et al.*, 2013

O software disponível no site da NCCPM (<https://medphys.royalsurrey.nhs.uk/nccpm/?s=tomosynthesisqctools>) encontra o plano em foco para cada esfera nas direções X, Y e Z. Esta informação é usada para avaliar distorção ou imprecisão na escala nos planos focais, se os planos focais são planos ou se houve uma distorção na direção Z, se estão inclinados em relação a superfície do *bucky*. Se estiverem inclinados, esta informação deve ser utilizada no teste com o simulador CDMAM, a fim de posicioná-lo de forma que todo o *phantom* esteja em foco em um único plano (Van Engen *et al.*, 2014).

O valor da distorção ou imprecisão na escala deve estar dentro dos limites recomendado pelo fabricante.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 Materiais

Nesta seção serão apresentados os materiais necessários para o desenvolvimento do teste de distorção geométrica e dispersão de artefatos.

4.1.1 Equipamentos de Mamografia com Tomossíntese

Foram utilizados dois mamógrafos com tomossíntese. Um aparelho do fabricante Hologic, modelo Selenia Dimensions e dois equipamentos da GE, um do modelo Senographe Pristina e outro do modelo Healthcare Senoclaire.

4.1.2 ImageJ

O ImageJ é um software livre e gratuito desenvolvido por National Institutes of Health (disponível em <https://imagej.nih.gov/ij/>) projetado com interface simples e aberta na linguagem Java para processamento e análise de imagens. O ImageJ possibilita que usuários editem, processem, exibam, analisem, salvem e imprimam imagens em tons de cinza com 8, 16 e 32 bits, além de imagens com cores de 8 bits e RGB. O software suporta imagens no formato TIFF, GIF, DICOM, FITS, JPEG, PNG, BMP, além de carregar pilhas de imagens (*Stacks*) e uma série de imagens que compartilham uma única janela (*Images to Stack*). As operações que demandam tempo maior podem fazer uso de processamento em paralelo com suporte de várias CPUs. Ao abrir o ImageJ nos deparamos com apenas uma barra de ferramentas onde todas as capacidades do software podem ser encontradas e utilizadas. Ele suporta operações lógicas e aritméticas, manipulação de contraste e nitidez, detecção de bordas, convolução entre outros, no processamento de imagens.

O ImageJ é muito flexível, pois permite aos usuários adicionar e compartilhar funcionalidades com outras pessoas através de macros e plugins. O uso de macros permite que pessoas, mesmo sem experiência para programação, possam gravar manualmente uma

sequência de ações e executá-las, além de compartilhá-las permitindo que outras pessoas modifiquem de acordo com suas necessidades.

O ImageJ foi utilizado para gravar os algoritmos desenvolvidos no âmbito deste projeto e para processar e analisar as imagens do objeto de teste adquiridas através dos equipamentos de tomossíntese digital da mama.

4.1.3 Placas de polimetilmetacrilato (PMMA)

As placas de polimetilmetacrilato (PMMA), foram usadas com o objetivo de simular diferentes espessuras do objeto de teste em relação ao tubo de raios X. Cada placa possui 10 mm de espessura e dimensões planares de 18 x 24 cm. As placas de acrílico reproduzem características radiográficas do tecido da mama e por isso são usadas como simuladores da mama na avaliação da qualidade da imagem.

4.1.4 Placas de PMMA com esferas de Alumínio inseridas (phantom)

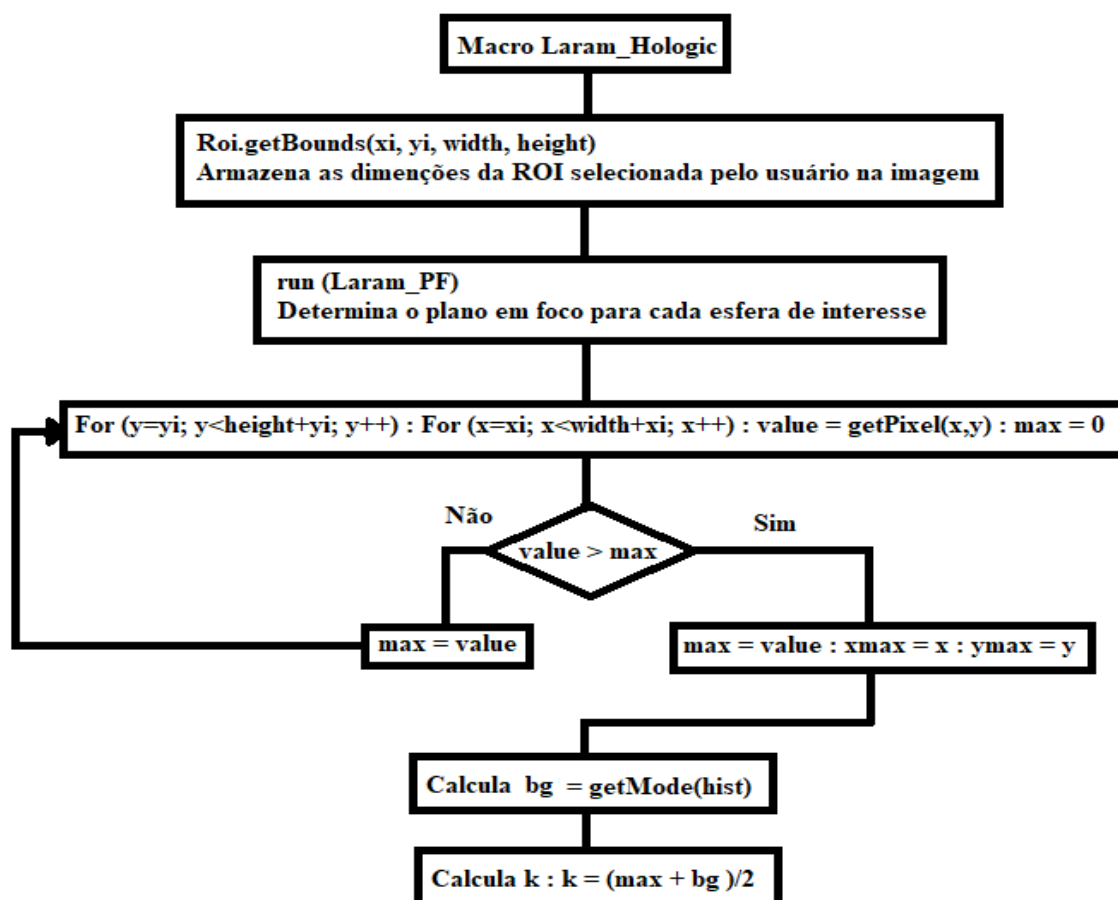
O objeto simulador para o teste de distorção geométrica e de artefatos (DGDA) é composto por uma placa de PMMA de 5 mm de espessura com 20 esferas de 1 mm de diâmetro inseridas na placa, posicionadas de forma retangular e simétrica com acurácia de $\pm 0,1$ mm. O *phantom* foi utilizado para obter imagens de tomossíntese. Foi inserido em uma pilha de PMMA de 60 mm de espessura, o objeto de teste posicionado a 25, 35 e 45 mm de espessura em relação a bandeja de compressão.

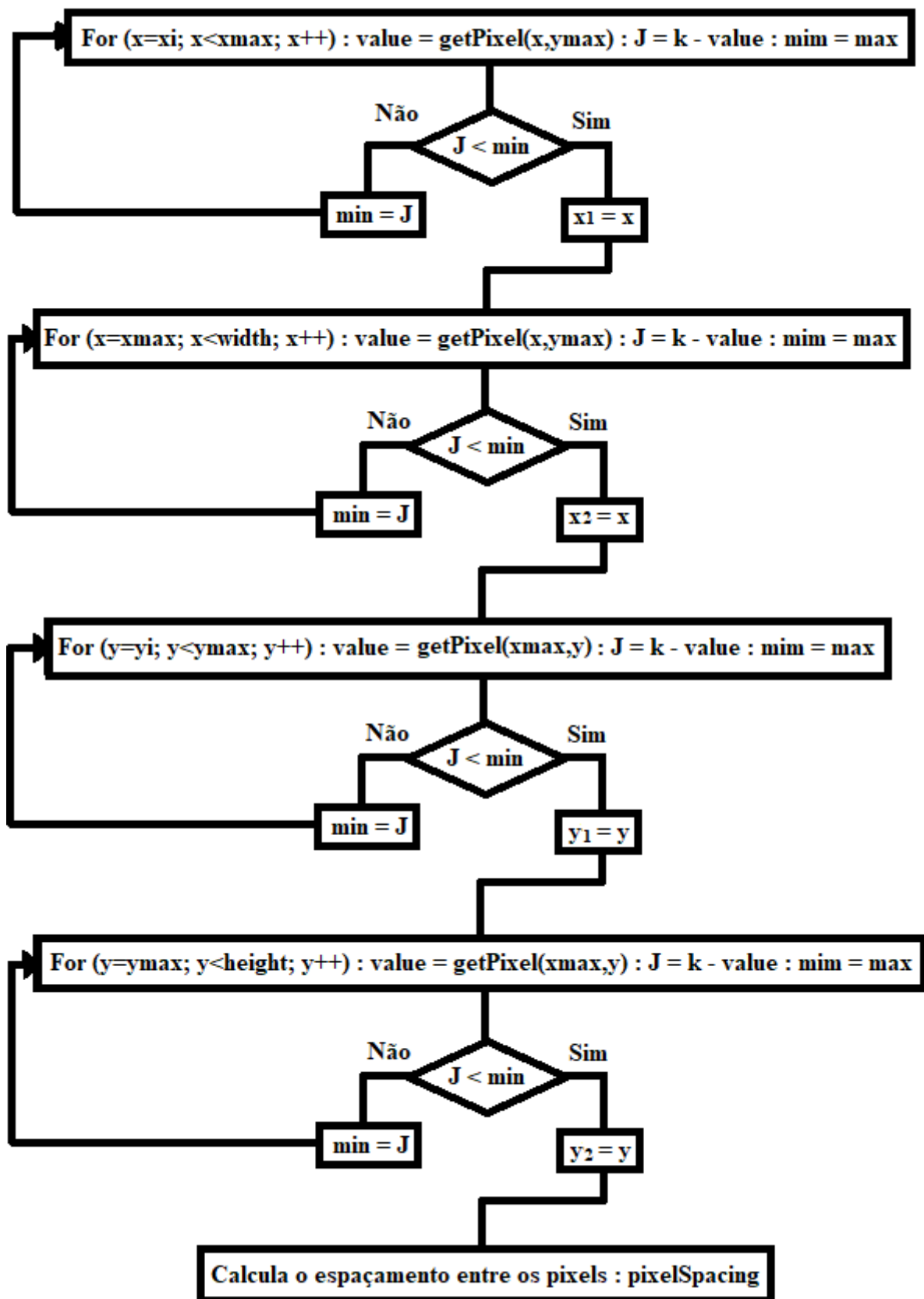
4.2 Métodos

4.2.1 Distorção geométrica e dispersão de artefatos (DGDA)

A avaliação do teste DGDA é realizada com o uso de algoritmos computacionais desenvolvidos durante a pesquisa especificamente para análise quantitativa das imagens reconstruídas da DBT.

Utilizando como referência a metodologia desenvolvida por colaboradores do grupo de pesquisa do Laram/CDTN e o documento britânico de controle de qualidade em tomossíntese (Burch, 2015) foram desenvolvidas as ferramentas computacionais Laram_Hologic e Laram_GE para avaliar a distorção geométrica e espalhamento de artefatos em imagens reconstruídas da tomossíntese. De acordo com o documento britânico devem ser estimados a acurácia espacial das imagens reconstruídas e os artefatos de reconstrução associados a cada uma das esferas de alumínio, nas direções paralela e vertical (perpendicular) à superfície do detector. Todas essas estimativas foram realizadas através do processamento das imagens reconstruídas através da utilização dos algoritmos computacionais desenvolvidos durante a pesquisa. O fluxograma seguinte, Figura 4.1 mostra os passos executados no desenvolvimento do algoritmo. É importa frisar que ambos o Laram_Hologic e o Laram_GE foram desenvolvidos utilizando-se a mesma metodologia, a diferença entre eles está na forma de importar as imagens e na forma em que a fatia em foco para cada esfera é armazenada no programa.





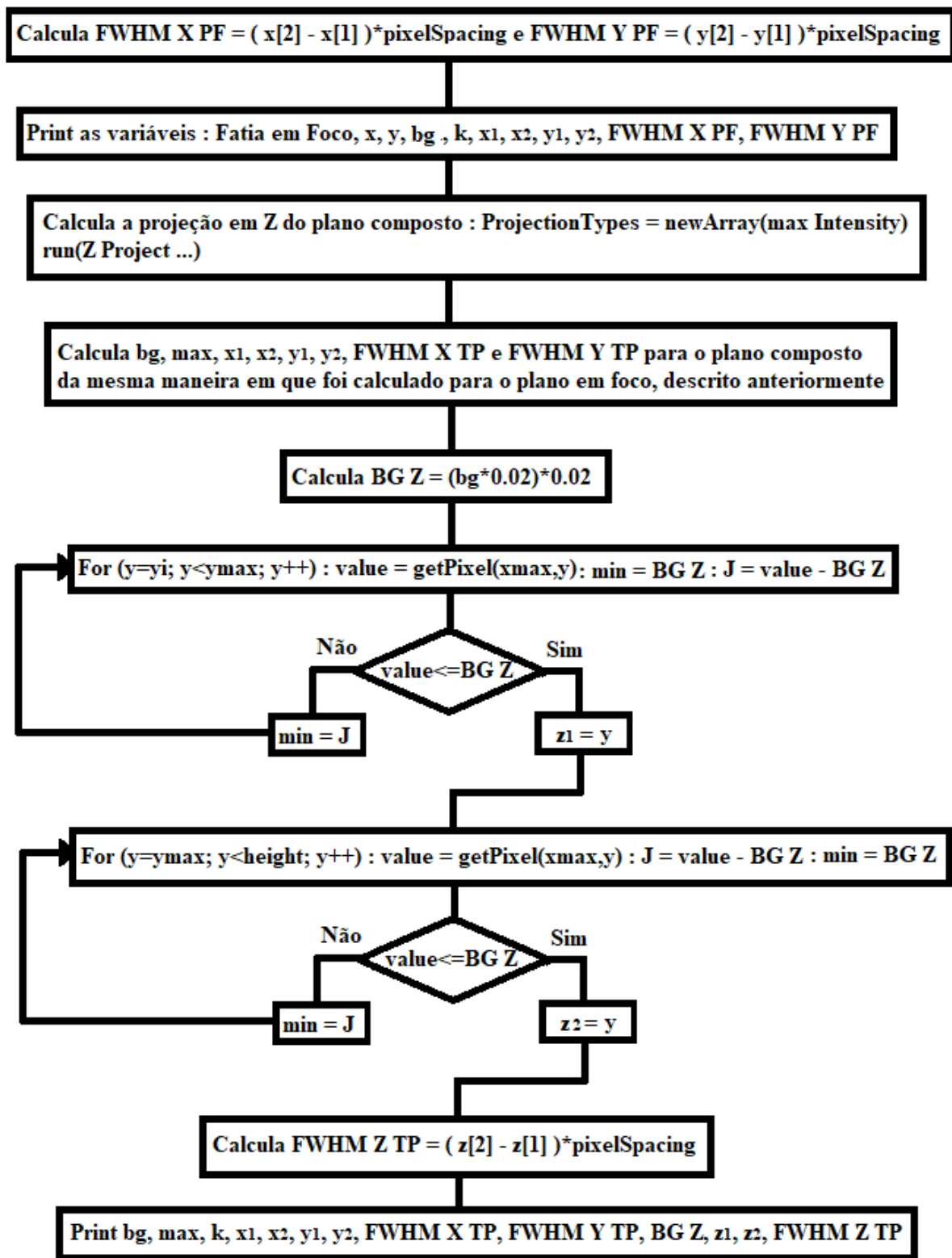


Figura 4.1 Fluxograma do algoritmo desenvolvido para análise da distorção geométrica e dispersão de artefatos.

4.2.1.1 Equipamento de mamografia Hologic com DBT

As imagens reconstruídas obtidas com o equipamento de DBT da Hologic foram carregadas no ImageJ. Para isso, basta selecionar a pilha de imagens e arrastar para a barra de ferramentas do ImageJ. Na Figura 4.2 estão apresentadas capturas de tela das fatias selecionadas e arrastadas para a interface do ImageJ.

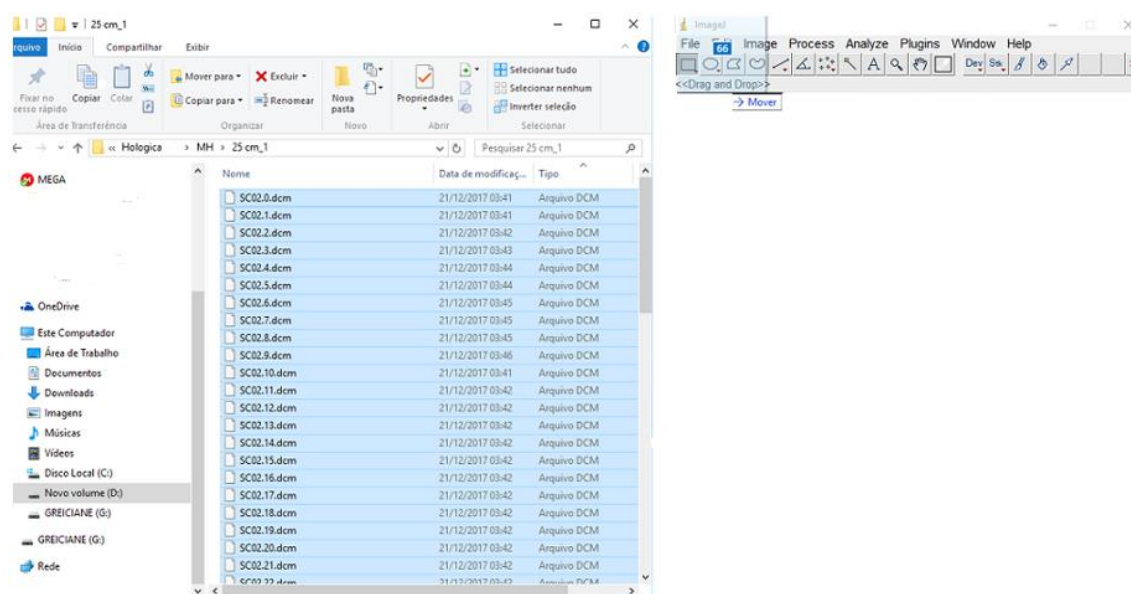


Figura 4.2 Imagens do equipamento Hologic na posição 25 mm da bandeja de compressão. As imagens foram arrastadas para a barra de ferramentas do ImageJ.

Uma vez que todas as imagens dos planos reconstruídos são dispostas em uma única pilha, antes de executar o código é necessário configurar o ImageJ para que quando for analisar os planos compostos, gere um plano com intensidade máxima dos tons de cinza (ImageJ => Image => Stacks => Z Project, seleciona-se todas as imagens e, para Projection Type, devendo-se escolher a opção Max Intensity). Após configurar o ImageJ, fecha-se a janela das imagens com todos os planos compostos. Isso deverá ser feito uma única vez, assim o ImageJ disponibilizará esta ferramenta para cálculos seguintes.

Na pilha de imagens dos planos em foco, é selecionada uma ROI na primeira esfera da primeira imagem da pilha e selecionado a macro Laram_Hologic, no ImageJ (ImageJ => Plugins => Macros => Laram_Hologic), conforme representado na Figura 4.3.

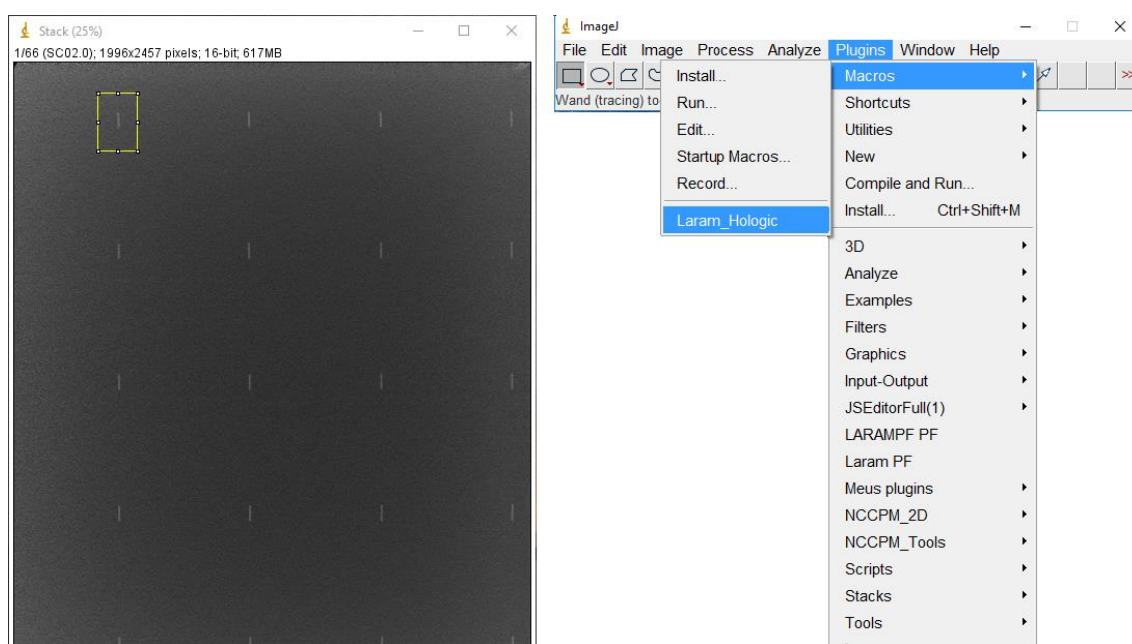


Figura 4.3 Seleção da ROI na imagem reconstruída e seleção do algoritmo para análise do teste DGDA para o equipamento de mamografia da Hologic.

O plugin Laram PF é acionado dentro da macro Laram_Hologic sendo responsável por identificar a fatia em foco na pilha de imagens no intervalo de pixels limitado pelo tamanho da ROI. Ele é baseado no algoritmo de autofoco “Variância Normalizada”. Esse plugin seleciona a fatia com maior valor de variância. Essa fatia apresentará um melhor foco para aquela esfera em comparação a todas as outras fatias dentro da pilha de imagens. É necessário informar o valor da fatia em foco para cada esfera na janela que se abrir; informação obtida observando-se a parte superior no lado esquerdo da imagem. Na Figura 4.4, tem-se um exemplo dessa janela, solicitando a fatia em foco para a pilha de imagens.

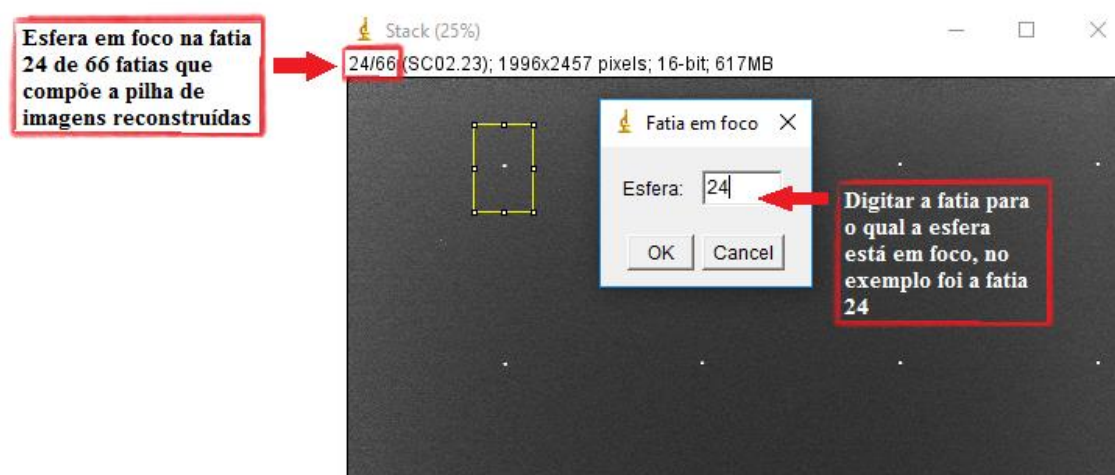


Figura 4.4 Fatia em foco da esfera selecionada pela ROI na imagem reconstruída da tomossíntese digital da mama utilizando o equipamento Hologic.

O algoritmo seleciona o valor de pixel das posições X e Y da esfera através da análise do valor máximo de tons de cinza e, calcula o valor do pixel correspondente ao ponto médio (Pto Médio) entre o pixel do ponto máximo (Máx) e os pixels de background (BG). Dentro do espectro de valores de pixels na ROI, haverá um pixel à esquerda (X1) e outro à direita (X2) do pixel de ponto máximo, cujos valores estarão próximos ao valor do ponto médio. A quantidade de pixels entre X1 e X2 corresponde à largura a meia altura da esfera no plano em foco em X (FWHM X PF). Semelhantemente, haverá um pixel acima (Y1) e outro abaixo (Y2) do pixel de valor máximo cujos valores sejam próximos ao valor do ponto médio. A quantidade de pixels entre Y1 e Y2 corresponde à largura a meia altura da esfera no plano em foco em Y (FWHM Y PF), ver Tabela 4.1. A macro executa automaticamente esses cálculos para todas as esferas da imagem reconstruída. É necessário que o usuário informe apenas a fatia em foco nas janelas que se abrir durante a execução do algoritmo. Ao finalizar essa parte do teste, surge uma janela pedindo para o usuário informar a quantidade de planos na pilha de imagens para produzir apenas uma imagem composta de todos os planos, Figura 4.5. Deve-se digitar o valor correto de fatias contidos na pilha.

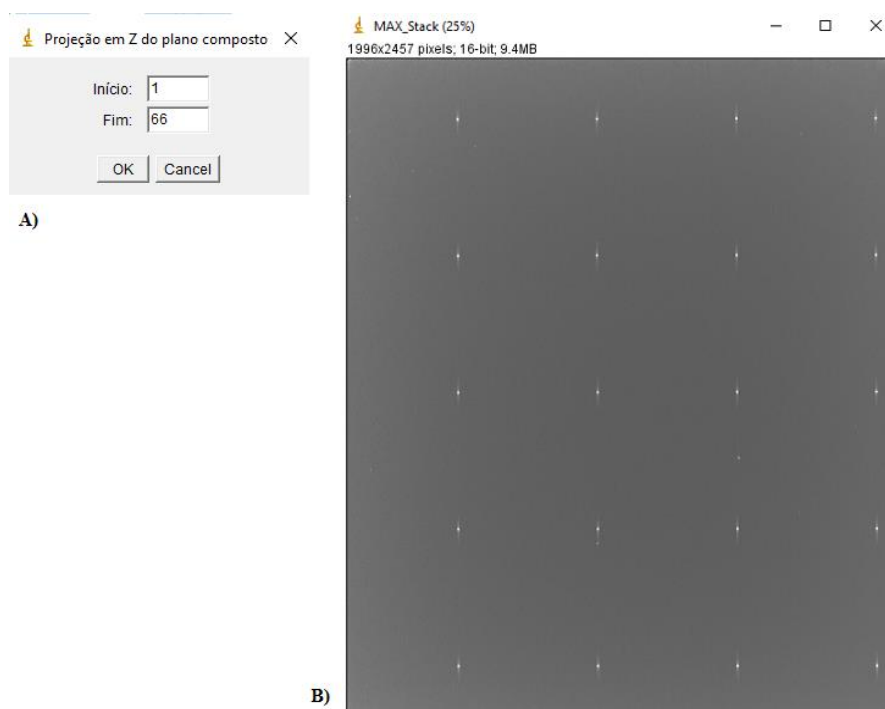


Figura 4.5 A) Representação de uma janela da projeção em Z do plano composto informando os planos comuns para imagens reconstruídas do equipamento da Hologic, se não corresponde ao número de planos na pilha deve-se digitar o valor correto. Em B) tem-se a imagem composta com todos os planos. Pode-se observar a dispersão de artefatos.

Na segunda parte do teste será aberta a imagem composta de todos os planos (TP), Figura 4.5 B). Nela, ficará clara a dispersão dos artefatos no eixo Z. O algoritmo calculará o background (BG TP), o valor máximo de pixel (Máx TP), o valor de pixel do ponto médio (Pto Médio TP) e assim, determinará as coordenadas X1 TP, X2 TP, Y1 TP e Y2 TP, e com esses valores calculará a largura a meia altura em X TP (FWHM X TP) e em Y TP (FWHM Y TP) seguindo o mesmo raciocínio que o descrito anteriormente para determinar a FWHM em X e Y no plano em foco.

Para determinar a FWHM em Z no plano composto, o algoritmo calcula o background (BG Z) e fez uso dele para determinar a posição Z1 TP, que corresponde ao valor de pixel acima do ponto máximo e a posição Z2 TP, que corresponde ao valor de pixel abaixo do ponto máximo cujos valores de pixels sejam menores ou iguais a BG TP. A quantidade de pixels entre Z1 TP e Z2 TP corresponde a FWHM Z TP. A coordenada em X não varia. O algoritmo executa todos esses cálculos automaticamente para todas as esferas da imagem

composta, obtendo-se uma tabela completa com todas as informações descritas para as esferas em foco (Tabela 4.1) e para as esferas no plano composto (Tabela 4.2).

Tabela 4.1 Valores obtidos na execução do teste DGDA para imagens reconstruídas do equipamento da Hologic com o objeto de teste posto em 25 mm da bandeja de compressão. Valores referente a primeira parte do teste que corresponde ao plano em foco.

	Fatia melhor foco	X	Y	BG ROI	Max	Pto Médio	X1	X2	Y1	Y2	FWHM X PF	FWHM Y PF
1	24	400	224	410	1012	711.000	397	406	220	228	0.972	0.864
2	24	908	222	393	1013	703.000	904	913	218	226	0.972	0.864
3	24	1416	221	393	1019	706.000	1411	1420	217	224	0.972	0.756
4	25	1922	218	419	1022	720.500	1918	1927	215	223	0.972	0.864
5	24	404	731	377	1008	692.500	398	407	728	734	0.972	0.648
6	24	908	729	362	999	680.500	904	912	725	733	0.864	0.864
7	24	1417	729	362	1007	684.500	1412	1421	724	732	0.972	0.864
8	25	1922	726	390	1022	706.000	1920	1928	723	730	0.864	0.756
9	24	402	1238	368	1012	690.000	399	407	1234	1242	0.864	0.864
10	24	911	1237	354	1002	678.000	906	915	1233	1241	0.972	0.864
11	24	1418	1236	355	1008	681.500	1414	1422	1232	1239	0.864	0.756
12	25	1924	1234	379	1020	699.500	1921	1930	1231	1238	0.972	0.756
13	24	403	1745	371	1001	686.000	400	408	1742	1750	0.864	0.864
14	24	911	1745	357	999	678.000	907	916	1741	1749	0.972	0.864
15	25	1418	1745	357	1005	681.000	1415	1423	1740	1748	0.864	0.864
16	25	1926	1742	385	1023	704.000	1922	1931	1739	1747	0.972	0.864
17	24	404	2255	395	1013	704.000	400	409	2250	2258	0.972	0.864
18	24	913	2253	380	1015	697.500	908	917	2250	2257	0.972	0.756
19	25	1422	2252	378	1018	698.000	1416	1424	2249	2256	0.864	0.756
20	25	1927	2252	400	1023	711.500	1923	1932	2248	2255	0.972	0.756

Tabela 4.2 Valores obtidos na execução do teste DGDA para imagens reconstruídas do equipamento da Hologic com o objeto de teste posto em 25 mm da bandeja de compressão. Valores referente a segunda parte do teste, correspondente ao plano composto.

BG TP	Max TP	Pto Médio TP	X1 TP	X2 TP	Y1 TP	Y2 TP	FWHM X TP	FWHM Y TP	BG Z	Z1 TP	Z2 TP	FWHM Z TP
441	1012	726.500	397	405	220	229	0.864	0.972	449.820	175	277	11.016
417	1014	715.500	904	913	218	226	0.972	0.864	425.340	164	274	11.880
420	1020	720.000	1411	1419	216	225	0.864	0.972	428.400	162	268	11.448
450	1023	736.500	1918	1985	215	223	7.236	0.864	459.000	169	278	11.772
406	1008	707.000	398	407	727	735	0.972	0.864	414.120	676	787	11.988
386	999	692.500	904	912	725	733	0.864	0.864	393.720	672	783	11.988
385	1011	698.000	1412	1421	724	732	0.972	0.864	392.700	671	789	12.744
416	1022	719.000	1920	1928	723	731	0.864	0.864	424.320	672	783	11.988
397	1012	704.500	399	407	1234	1242	0.864	0.864	404.940	1181	1293	12.096
375	1002	688.500	906	915	1233	1241	0.972	0.864	382.500	1180	1300	12.960
377	1011	694.000	1414	1422	1232	1240	0.864	0.864	384.540	1179	1298	12.852
407	1020	713.500	1921	1930	1231	1239	0.972	0.864	415.140	1186	1297	11.988
400	1005	702.500	400	408	1742	1750	0.864	0.864	408.000	1691	1808	12.636
381	1001	691.000	907	916	1741	1749	0.972	0.864	388.620	1690	1808	12.744
380	1010	695.000	1415	1423	1740	1748	0.864	0.864	387.600	1688	1805	12.636
410	1023	716.500	1922	1931	1739	1747	0.972	0.864	418.200	1689	1796	11.556
427	1013	720.000	401	409	2250	2258	0.864	0.864	435.540	2208	2299	9.828
406	1020	713.000	908	917	2249	2258	0.972	0.972	414.120	2200	2314	12.312
407	1018	712.500	1416	1424	2249	2256	0.864	0.756	415.140	2199	2314	12.420
432	1023	727.500	1924	1932	2247	2256	0.864	0.972	440.640	2205	2310	11.340

Os dados obtidos na tabela 4.1 e 4.2 serão utilizados para a avaliação da distorção geométrica e dispersão de artefatos, que são detalhadas na seção 5.

4.2.1.2 Equipamento de mamografia GE com DBT

As imagens reconstruídas fornecidas pelo equipamento da GE, quando processadas no ImageJ, aparecem em forma de pilha, diferentemente das imagens da Hologic que disponibiliza as imagens nos planos individuais, com todas as fatias necessitando serem postas em uma pilha de imagens. A diferença na quantidade de planos reconstruídos é bem menor que as demais dos aparelhos de DBT, contando com apenas 15 planos reconstruídos.

As imagens são carregadas no software. Digita-se Ctrl + I, abre-se uma janela e procura-se o valor do *pixel spacing* (espaçamento do pixel). A Figura 4.6 representa uma captura de tela, na qual indica o valor do *pixel spacing*.

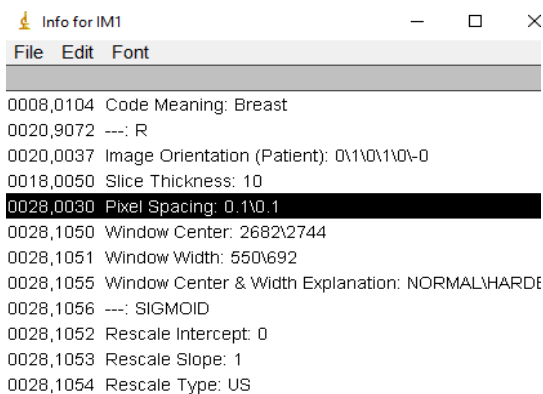


Figura 4.6 Captura de tela com o valor do espaçamento dos pixels para a imagem reconstruída através do equipamento de DBT.

Após as imagens serem carregadas no ImageJ, o plano em que todas as esferas aparecem em foco é selecionado através da visualização dos planos. É importante destacar que nas imagens obtidas com equipamento da GE que haverá apenas um plano em que todas as esferas estarão em foco. Seleciona-se uma ROI na primeira esfera do plano em foco e executa-se o algoritmo Laram_GE, Figura 4.7. Em seguida tem-se acesso a uma janela onde informa-se o valor do *pixel spacing* e o valor da fatia em foco.

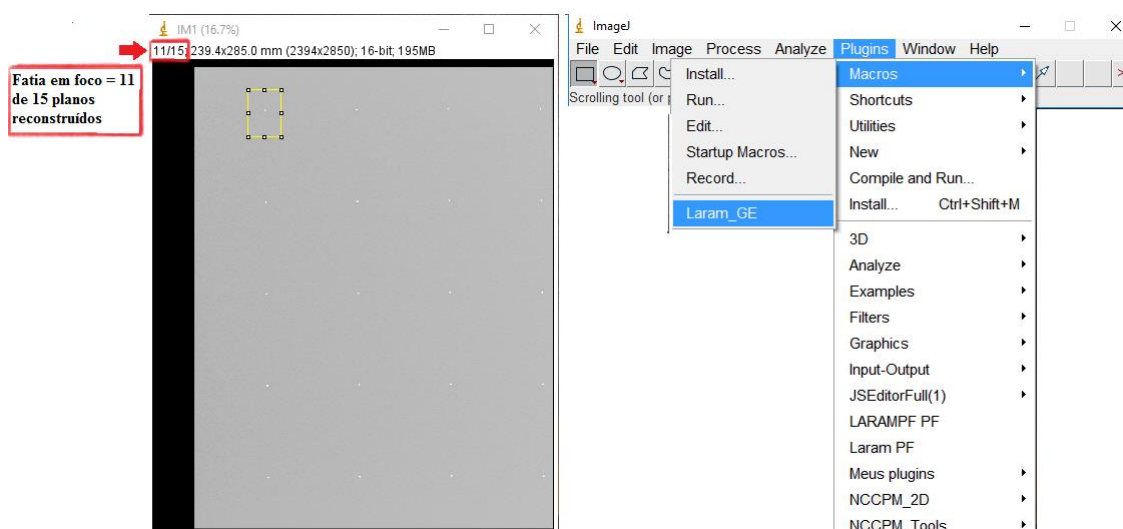


Figura 4.7 Plano em foco para imagem reconstruídas de equipamentos da GE. O valor do plano em foco pode ser visto na região superior esquerda da pilha.

Em seguida, o algoritmo calcula automaticamente todos os dados e imprime uma tabela idêntica as tabelas 4.1 e 4.2 obtidas com equipamento Hologic, conforme explicado no item anterior.

5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

5.1 Resultados

Nesta seção serão apresentados os resultados dos testes de DGDA para DBT, conforme propostos inicialmente.

5.1.1 Distorção geométrica e dispersão de artefatos (DGDA)

Para validar os algoritmos computacionais desenvolvidos nesta pesquisa para a análise da DGDA, foram obtidas imagens, seguindo a metodologia do teste, em clínicas de mamografia do país de dois fabricantes de equipamentos de DBT. As imagens foram analisadas pelo algoritmo NCCPM_Tools, (disponível em: <https://medphys.royalsurrey.nhs.uk/nccpm/?s=tomosynthesisqctools>, NCCPM), desenvolvido pelo protocolo europeu para análise do teste DGDA, e pelos algoritmos desenvolvidos no âmbito deste projeto.

5.1.1.1 Equipamento de mamografia Hologic com DBT

De acordo com a metodologia descrita no item 4.2.1.1, foi obtida uma tabela semelhante à tabela 4.1 e 4.2. Os valores foram copiados para a planilha de análises da DGDA, disponível no anexo I. A partir dos resultados construiu-se as Tabelas 5.1 e 5.2. As imagens para avaliação foram obtidas em três clínicas de diferentes Estados.

Tabela 5.1 Avaliação da distorção geométrica e dispersão de artefatos para tomossíntese digital da mama utilizando imagens do objeto de teste posicionado a 25, 35 e 45 mm em relação à bandeja de compressão utilizando o algoritmo Laram_Hologic nos equipamentos das clínicas A, B e C.

Avaliação Laram_Hologic	Valores limites	A			B			C		
		25 mm	35 mm	45 mm	25 mm	35 mm	45 mm	25 mm	35 mm	45 mm
Grau de inclinação ou curvatura do plano em foco contendo as esferas de Al:	< 2 mm	0.65 mm	0.3 mm	0.8 mm	1.25 mm	1.65 mm	1.75 mm	0.1 mm	0.1 mm	0.1 mm
Distorção significativa da imagem dentro do plano em foco na verdadeira altura das esferas de Al:	X (< 5%)	0.4%	0.4%	0.0%	0.3%	0.1%	0.4%	0.5%	0.2%	0.0%
	Y (< 5%)	0.3%	0.4%	0.0%	0.2%	0.0%	0.3%	0.4%	0.3%	0.0%
Distorção discernível da imagem no plano em foco:	X (mm)	0.3	0.3	0.3	0.7	0.3	0.2	0.3	0.2	0.2
	Y (mm)	0.2	0.2	0.2	0.3	0.2	0.1	0.2	0.2	0.4
Espalhamento:	X (< 50%)	2%	1%	2%	2%	2%	1%	0%	0%	2%
	Y (< 50%)	6%	9%	7%	11%	8%	11%	11%	11%	11%
FWHM em Z:	< 20%	20%	17%	17%	24%	20%	20%	26%	21%	19%

Tabela 5.2 Avaliação da distorção geométrica e dispersão de artefatos para tomossíntese digital da mama utilizando imagens do objeto de teste posicionado a 25, 35 e 45 mm em relação a bandeja de compressão para as clínicas A, B e C. utilizando o algoritmo NCCPM_Tools.

Avaliação NCCPM_Tools	Valores limites	A			B			C		
		25 mm	35 mm	45 mm	25 mm	35 mm	45 mm	25 mm	35 mm	45 mm
Grau de inclinação ou curvatura do plano em foco contendo as esferas de Al:	< 2 mm	0.65 mm	0.3 mm	0.8 mm	1.25 mm	1.65 mm	1.75 mm	0.1 mm	0.1 mm	0.1 mm
Distorção significativa da imagem dentro do plano em foco na verdadeira altura das esferas de Al:	X (< 5%)	0.4%	0.4%	0.0%	0.4%	0.0%	0.3%	0.5%	0.2%	0.0%
	Y (< 5%)	0.3%	0.4%	0.0%	0.3%	0.0%	0.4%	0.4%	0.3%	0.0%
Distorção discernível da imagem no plano em foco:	X (mm)	0.2	0.1	0.2	0.3	0.2	0.3	0.1	0.1	0.1
	Y (mm)	0.2	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1
Espalhamento:	X (< 50%)	1%	1%	1%	0%	1%	1%	1%	1%	1%
	Y (< 50%)	6%	7%	7%	7%	6%	6%	7%	6%	6%
FWHM em Z:	< 20%	19%	18%	18%	19%	18%	18%	19%	18%	18%

A partir das Tabelas 5.1 e 5.2 foram construídos os gráficos nas Figuras 5.1, 5.2, 5.3, 5.4, 5.6, 5.7 e 5.8. Foram feitas as análises utilizando o algoritmo Laram_Hologic (à direita) e o algoritmo NCCPM_Tools (à esquerda).

Para cada posição do objeto de teste no *phantom* de 60 mm de PMMA, foi avaliada a ocorrência de curvatura ou inclinação do plano onde as esferas de alumínio estavam em foco. O grau de curvatura ou inclinação para o objeto de teste posto a 25, 35 e 45 mm em relação à bandeja de compressão para os três equipamentos da Hologic avaliados, não excedeu o valor limite estabelecido pelo protocolo europeu (Van Engen *et al.*, 2013), que equivale a 2 mm. Através da Figura 5.1 pode ser verificado o grau de curvatura determinado a partir do algoritmo Laram_Hologic (à esquerda) e a partir do NCCPM_Tools (à direita). Os resultados foram idênticos fazendo uso das duas ferramentas computacionais.

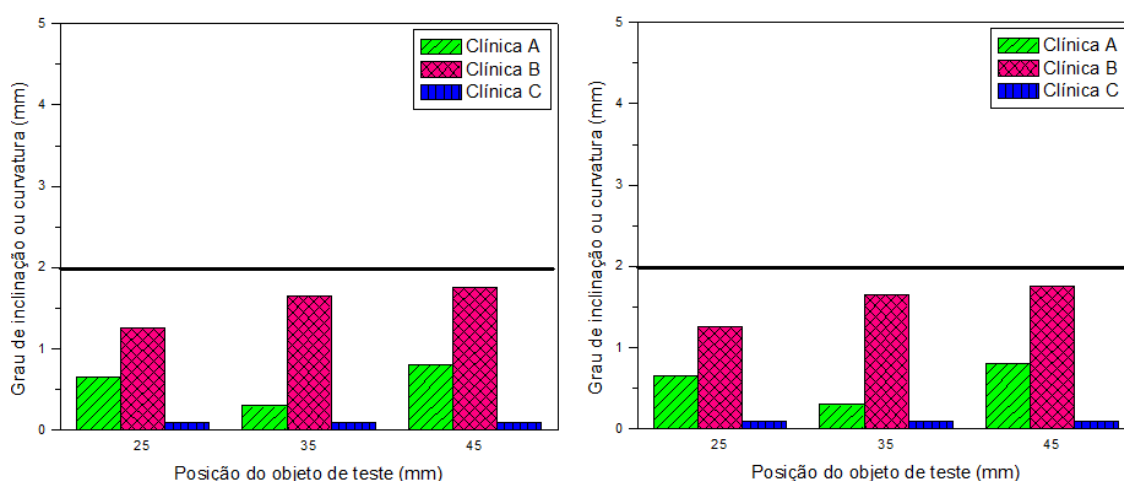


Figura 5.1 Grau de inclinação ou curvatura do plano em foco contendo as esferas de Al em função da posição do objeto de teste. À esquerda tem-se os resultados utilizando o algoritmo Laram_Hologic e à direita utilizando a ferramenta computacional de referência (NCCPM_Tools).

Para avaliar se houve distorção significativa na imagem, foi calculada a separação entre as esferas no plano em foco e feita a comparação com a separação física das esferas no objeto de teste, sabendo que esse valor é conhecido. O erro relativo deve ser inferior a 5%. Nos diagramas das Figuras 5.2 e 5.3 pode ser verificado que tanto a distorção significativa em X, quanto a em Y apresentaram valores muito abaixo do limite para todas as posições do objeto de teste e para os equipamentos da Hologic avaliados. Pode-se notar que os valores de distorção significativa em X e em Y calculados a partir do código Laram_Hologic, apresentaram valores muito próximos ao encontrado a partir do algoritmo de referência.

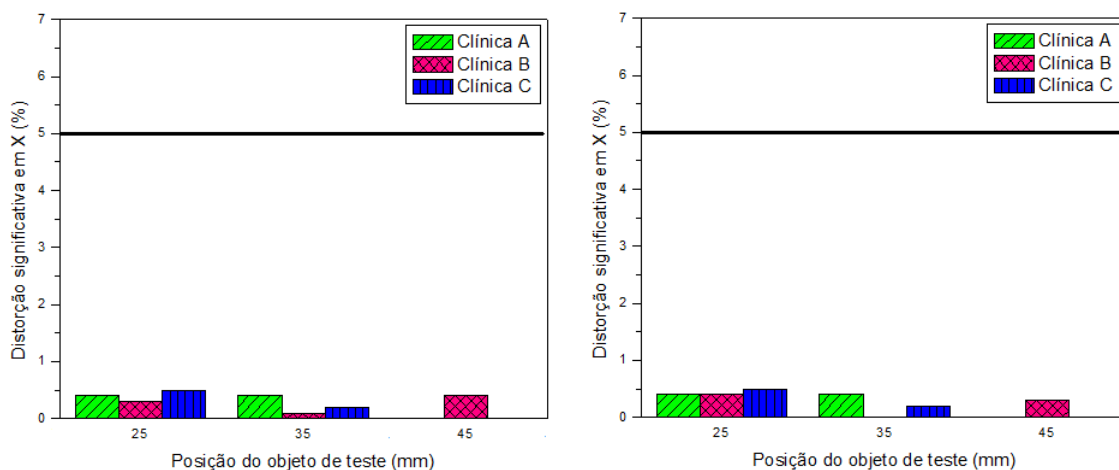


Figura 5.2 Distorção significativa da imagem dentro do plano em foco na verdadeira altura das esferas na direção X em função da posição do objeto de teste. À esquerda temos os resultados utilizando o algoritmo Laram_Hologic e à direita utilizando a ferramenta computacional de referência.

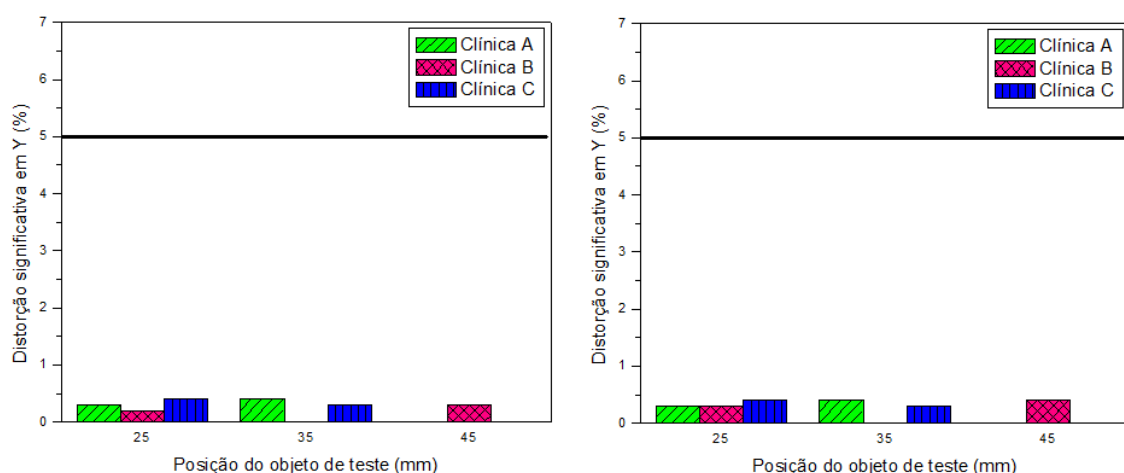


Figura 5.3 Distorção significativa da imagem dentro do plano em foco na verdadeira altura das esferas na direção Y em função da posição do objeto de teste. À esquerda obtivemos os resultados utilizando o algoritmo Laram_Hologic e à direita utilizando a ferramenta computacional de referência.

A partir das comparações entre as separações das esferas no plano em foco e no objeto de teste, calculou-se os desvios máximos nas separações em X e Y. Os resultados indicam se há qualquer distorção discernível da imagem no plano em foco. Pode-se observar, através da Figura 5.4, que a distorção discernível determinada com o uso do código Laram_Hologic apresentou valores ligeiramente superiores aos obtidos usando o plugin de referência para os três equipamentos da Hologic avaliados através das imagens obtidas em cada posição do

objeto de teste. Foi feita uma avaliação visual da imagem do plano em foco e apesar dessa pequena diferença nos desvios máximos, não foram observadas distorções geométricas discerníveis na fatia em foco.

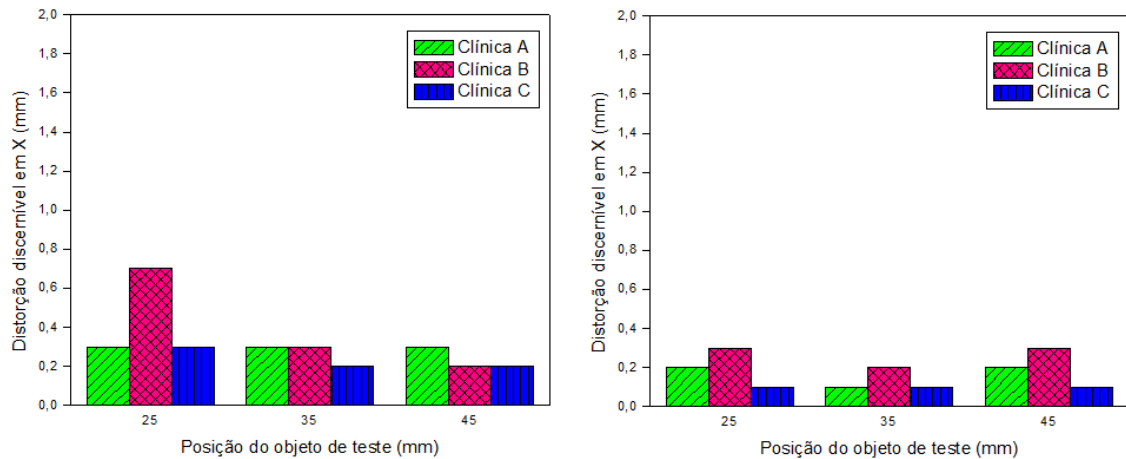


Figura 5.4 Distorção discernível da imagem no plano em foco em X em função da posição do objeto de teste. À esquerda as análises foram feitas com o algoritmo Laram_Hologic e à direita com o algoritmo de referência.

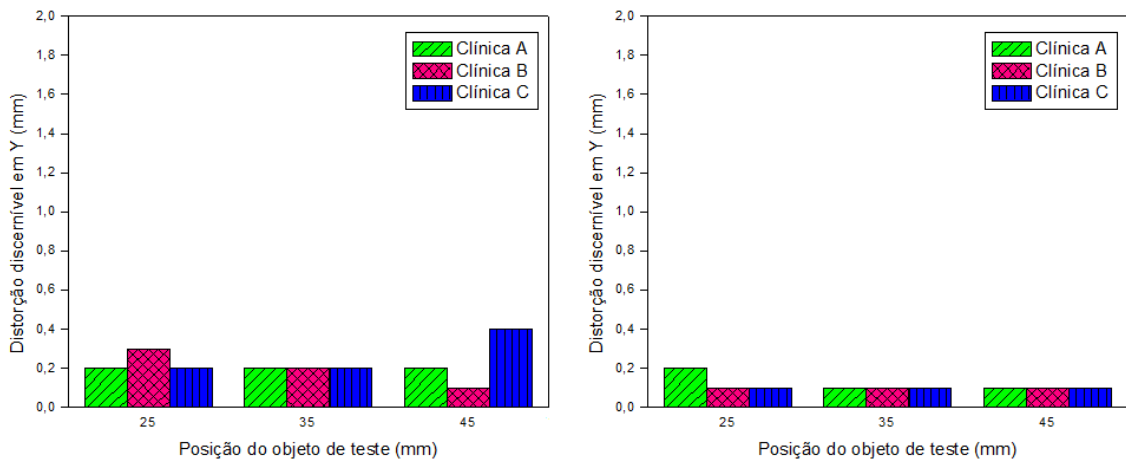


Figura 5.5 Distorção discernível da imagem no plano em foco em Y em função da posição do objeto de teste. À esquerda as análises foram feitas com o algoritmo Laram_Hologic e à direita com o algoritmo de referência.

Nas Figuras 5.6 e 5.7 pode-se observar os resultados da análise do espalhamento nas direções X e Y. Os valores obtidos com o algoritmo Laram_Hologic apresentam valores

próximos em relação aos resultados do algoritmo de referência. Os três equipamentos analisados apresentaram espalhamentos em X e Y muito abaixo do limite recomendado pelo protocolo europeu (Van Engen *et al.*, 2013) que estabelece um valor limite de 50%.

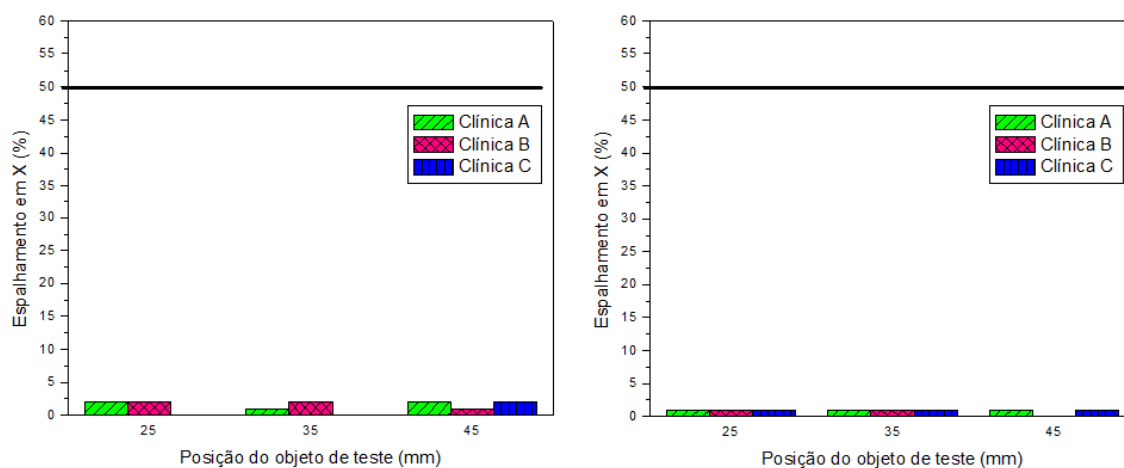


Figura 5.6 Avaliação do espalhamento em X em função da posição do objeto de teste para imagens obtidas nas clínicas A, B e C utilizando o algoritmo Laram_Hologic (à esquerda) e o de referência (à direita).

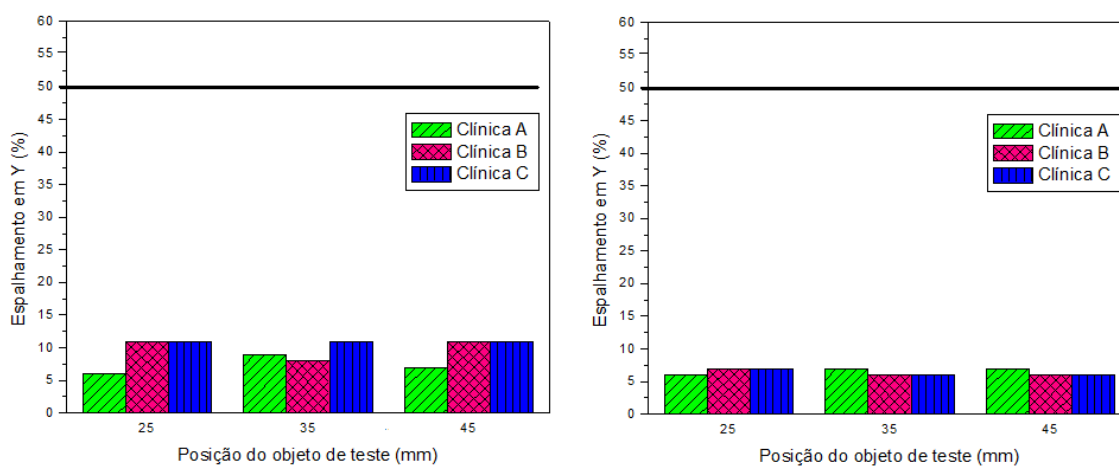


Figura 5.7 Avaliação do espalhamento em Y em função da posição do objeto de teste para imagens obtidas nas clínicas A, B e C utilizando o algoritmo Laram_Hologic (à esquerda) e o de referência (à direita).

Os resultados da avaliação da distorção perpendicular ao plano do detector podem ser visualizados na Figura 5.8. As imagens obtidas nas clínicas B e C para o objeto de teste posicionado a 25 mm, em relação à bandeja de compressão, apresentaram valores superiores ao valor limite equivalente a 20% (Van Engen *et al.*, 2013). As regiões de referência de interesse (ROI) para as avaliações foram selecionadas de maneira que incluísse todo o espalhamento visível nos planos reconstruídos. A FWHM em Z é determinada no plano composto. Foi determinada a posição Z1 TP, que corresponde ao valor de pixel acima do ponto máximo, e a posição Z2 TP, que corresponde ao valor de pixel abaixo do ponto máximo cujos valores de pixels sejam menores ou iguais a BG TP (background do plano composto). Caso não fosse possível encontrar nenhum ponto acima (Z1 TP) e abaixo (Z2 TP) do ponto máximo cujos valores de pixels fossem menores ou iguais a BG TP, o algoritmo Laram_Hologic definiria o valor mais próximo possível das bordas do espalhamento da esfera de alumínio. Consequentemente, a FWHM em Z apresentaria valores maiores, já que corresponde à quantidade de pixels entre Z1 TP e Z2 TP. Por isso foram obtidos valores acima do limite recomendado para a distorção perpendicular ao plano do detector nos equipamentos das clínicas B e C, estando o objeto de teste a 25 mm de distância em relação à bandeja de compressão. Se a ROI for reduzida, a quantidade de pixels entre as bordas do espalhamento também será reduzida, ocasionando uma diminuição da FWHM em Z. Optou-se por utilizar dimensões de ROI que abrangesse as bordas de espalhamento para que não fosse perdida nenhuma informação referente ao espalhamento nas direções X, Y e Z.

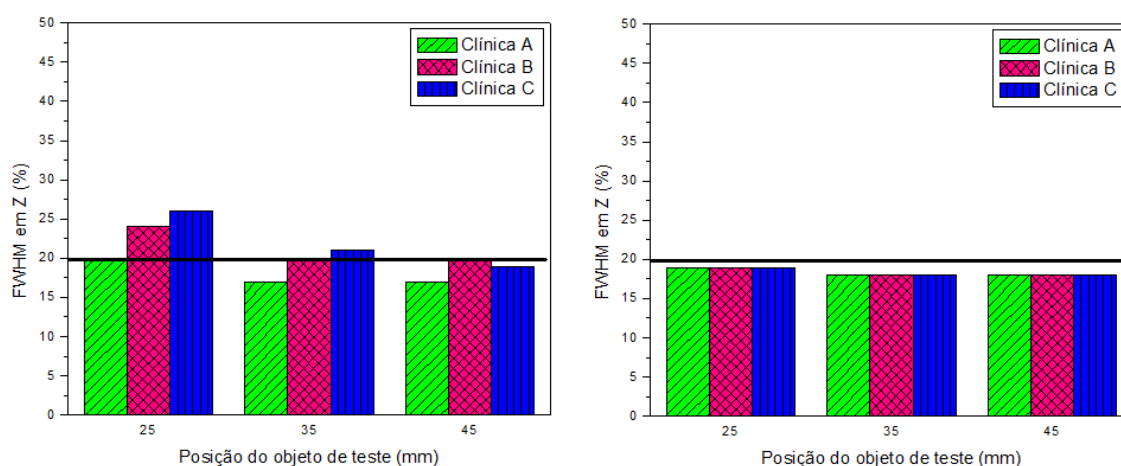


Figura 5.8 Avaliação da distorção perpendicular ao plano do detector (FWHM em Z) em função da posição do objeto de teste. À esquerda as análises foram feitas com o algoritmo Laram_Hologic e a direita com o algoritmo de referência.

5.1.1.2 Equipamento de mamografia GE com DBT

De acordo com a metodologia descrita no item 4.2.1.2, foi gerada uma tabela semelhante a Tabela 4.1 e a 4.2; com esses resultados foram feitas as análises da DGDA. A Tabela 5.3 mostra os resultados das avaliações em que foram utilizados dois modelos diferentes de mamógrafo com DBT, ambos do fabricante GE para obter as imagens reconstruídas do objeto de teste.

Tabela 5.3 Resultado da avaliação da distorção geométrica e dispersão de artefatos para tomossíntese digital da mama com imagens de teste obtidas a partir de dois equipamentos com modelos distintos GE.

Avaliação Laram_GE	Valores limites	GE HEALTHCARE SENOCLAIRE			GE SENOGRAPHE PRISTINA		
		25 mm	35 mm	45 mm	25 mm	35 mm	45 mm
Grau de inclinação ou curvatura do plano em foco contendo as bolas de Al:	$< 2 \text{ mm}$	3 mm	1 mm	1 mm	3 mm	1 mm	1 mm
Distorção significativa da imagem dentro do plano em foco na verdadeira altura das bolas de Al:	$X (< 5\%)$	0.1%	0.0%	0.0%	0.1%	0.0%	0.0%
	$Y (< 5\%)$	0.1%	0.0%	0.1%	0.1%	0.0%	0.1%
Distorção discernível da imagem no plano em foco:	$X (\text{mm})$	0.3	0.2	0.4	0.3	0.2	0.4
	$Y (\text{mm})$	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1
Espalhamento:	$X (< 50\%)$	1%	4%	2%	1%	4%	2%
	$Y (< 50\%)$	2%	1%	1%	2%	1%	0%
FWHM em Z:	$< 20\%$	2%	2%	2%	2%	2%	2%

Com os resultados fornecidos pelo código computacional de referência, foi possível construir a Tabela 5.4, que dispõe dos resultados da avaliação da DGDA para os equipamentos da GE Senoclaire e GE Pristina.

Tabela 5.4 Resultado da avaliação da distorção geométrica e dispersão de artefatos para tomossíntese digital da mama com imagens de teste obtidas a partir de dois equipamentos com modelos distintos GE.

Avaliação NCCPM_Tools	Valores limites	GE HEALTHCARE SENOCLAIRE			GE SENOGRAPHE PRISTINA		
		25 mm	35 mm	45 mm	25 mm	35 mm	45 mm
Grau de inclinação ou curvatura do plano em foco contendo as bolas de Al:	$< 2 \text{ mm}$	3 mm	1 mm	1 mm	3 mm	1 mm	1 mm
Distorção significativa da imagem dentro do plano em foco na verdadeira altura das bolas de Al:	$X (< 5\%)$	0.1%	0.0%	0.0%	0.1%	0.0%	0.0%
	$Y (< 5\%)$	0.1%	0.0%	0.1%	0.1%	0.0%	0.1%
Distorção discernível da imagem no plano em foco:	$X (\text{mm})$	0.3	0.2	0.2	0.3	0.2	0.2
	$Y (\text{mm})$	0.2	0.1	0.1	0.2	0.1	0.1
Espalhamento:	$X (< 50\%)$	0%	0%	2%	0%	0%	2%
	$Y (< 50\%)$	2%	0%	1%	2%	0%	1%
FWHM em Z:	$< 20\%$	3%	3%	3%	3%	3%	3%

A partir da Tabela 5.3 e 5.4 foram construídos os gráficos apresentados nas Figuras 5.9, 5.10, 5.11, 5.12, 5.13, 5.14, 5.15 e 5.16. À esquerda temos as avaliações utilizando o algoritmo Laram_GE e à direita temos as avaliações utilizando o algoritmo NCCPM_Tools.

Com a Figura 5.9 é possível notar que os resultados para ambos os algoritmos foram idênticos, mas as imagens apresentaram inclinação ou curvatura acima do limite recomendado nas avaliações das imagens do objeto de teste posto a 25 mm da bandeja de compressão.

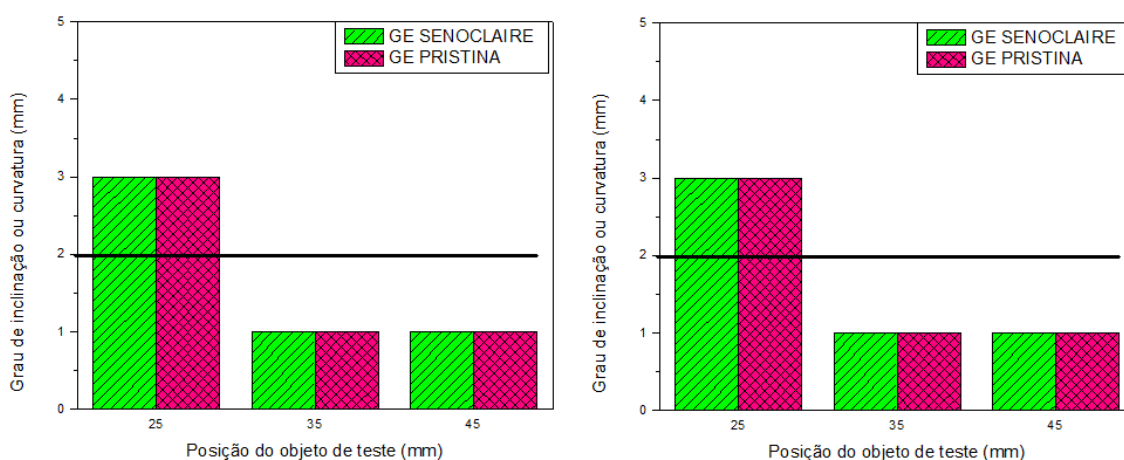


Figura 5.9 Grau de inclinação ou curvatura do plano em foco contendo as esferas de alumínio em função da posição do objeto de teste. À esquerda temos os resultados utilizando o algoritmo Laram_GE e à direita utilizando a ferramenta computacional de referência (NCCPM_Tools).

A avaliação das distorções significativas das imagens reconstruídas nas direções X e Y para os dois equipamentos da GE, apresentaram valores pequenos, muito abaixo dos limites de 5%. Nas Figuras 5.10 e 5.11 pode-se notar que tanto o modelo Senoclaire quanto o Pristina apresentaram valores idênticos para a mesma distância do objeto de teste em relação à bandeja de compressão. Os resultados utilizando os dois algoritmos também foram idênticos para avaliação das distorções significativas das imagens em X e Y.

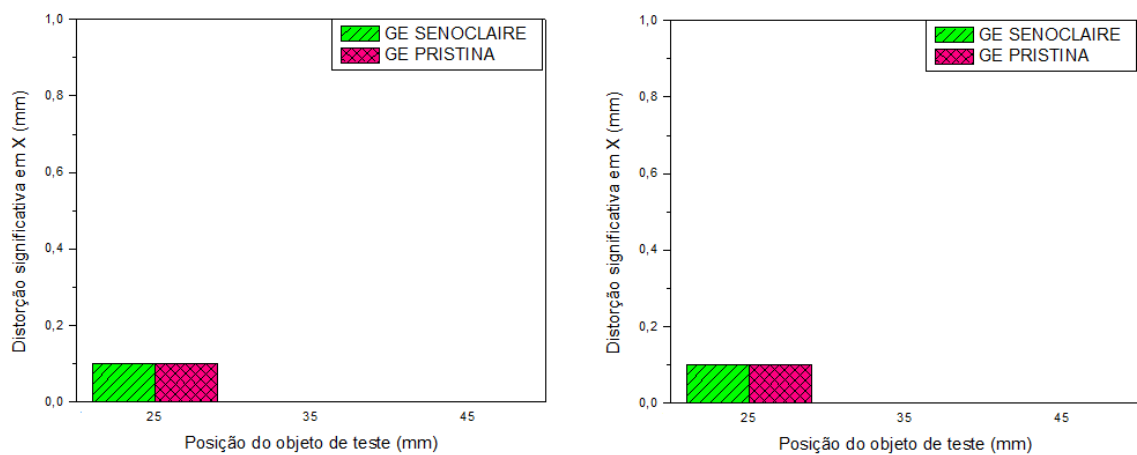


Figura 5.10 Distorção significativa da imagem dentro do plano em foco na verdadeira altura das esferas em X em função da posição do objeto de teste. À esquerda temos os resultados utilizando o algoritmo Laram_GE e à direita utilizando a ferramenta computacional de referência.

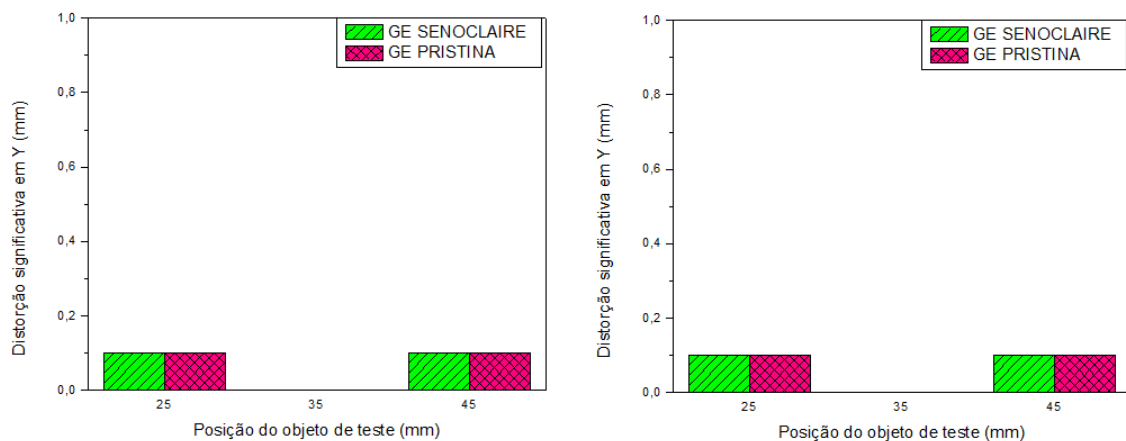


Figura 5.11 Distorção significativa da imagem dentro do plano em foco na verdadeira altura das esferas em Y em função da posição do objeto de teste. À esquerda obtivemos os resultados utilizando o algoritmo Laram_GE e à direita utilizando a ferramenta computacional de referência.

Pode-se observar, considerando as Figuras 5.12 e 5.13, que a distorção discernível nas direções X e Y determinadas com o uso do código Laram_GE apresentaram valores ligeiramente próximos aos obtidos usando o plugin de referência para imagens dos dois equipamentos da GE avaliados. Sobretudo, há uma pequena diferença se forem comparados os resultados dos dois algoritmos obtidos para a posição do objeto de teste de 35 mm (Figura 5.12) e 25 mm (Figura 5.13) na avaliação da distorção discernível em X e em Y, respectivamente. Foi feita uma avaliação visual da imagem do plano em foco, e apesar dessa pequena diferença nos desvios máximos, não foram observadas distorções geométricas discerníveis no plano em foco.

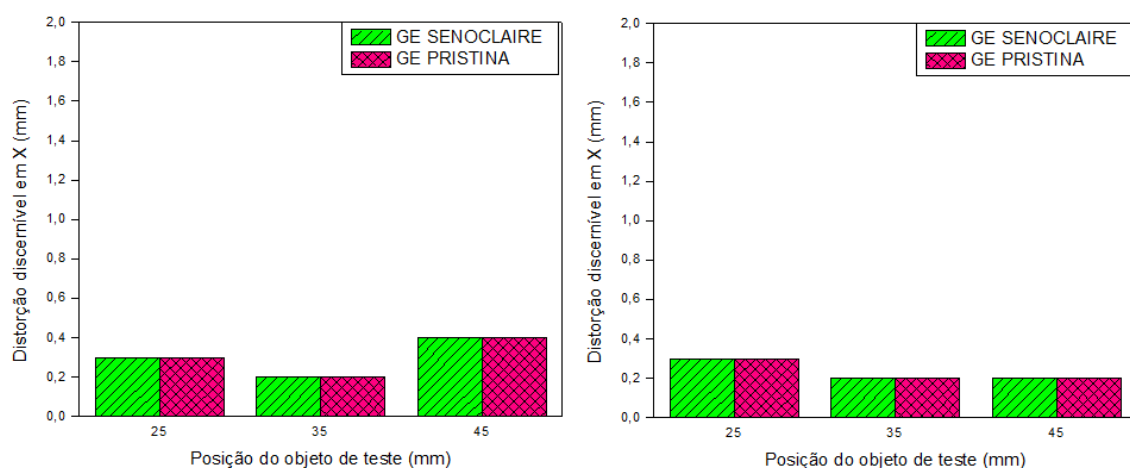


Figura 5.12 Distorção discernível da imagem no plano em foco em X em função da posição do objeto de teste. À esquerda as análises foram feitas com o algoritmo Laram_GE e a direita com o algoritmo de referência.

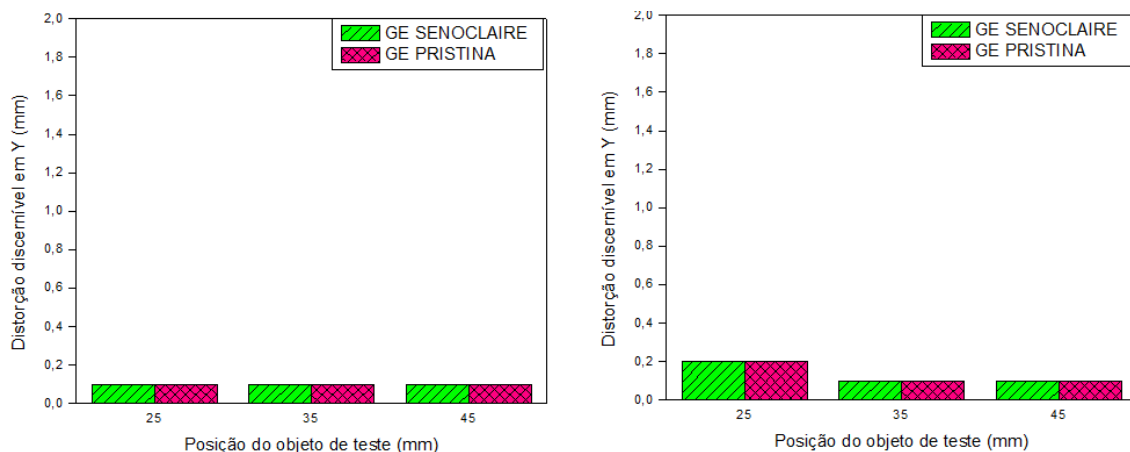


Figura 5.13 Distorção discernível da imagem no plano em foco em Y em função da posição do objeto de teste. À esquerda as análises foram feitas com o algoritmo Laram_GE e a direita com o algoritmo de referência.

Na Figura 5.14 pode-se observar os resultados da análise do espalhamento nas esferas na direção X. Utilizando o algoritmo de referência, não foi observado espalhamento na direção X nos dois modelos de equipamentos da GE para imagens reconstruídas com o objeto de teste posicionado a 25 e 35 mm. Porém, no código desenvolvido neste projeto, pode-se obter espalhamento nessas imagens. Para o objeto de teste posto a 45 mm, os resultados dos dois algoritmos foram iguais.

O espalhamento na direção X corresponde à quantidade de pixels entre os pontos X1 TP e X2 TP, sendo que o ponto X1 TP é a posição à esquerda e X2 TP é a posição à direita do valor de pixel máximo, dentro do espectro da ROI, cujos valores de pixels estão próximos ao valor do ponto médio. Os resultados estão abaixo do limite recomendado que corresponde a 50%.

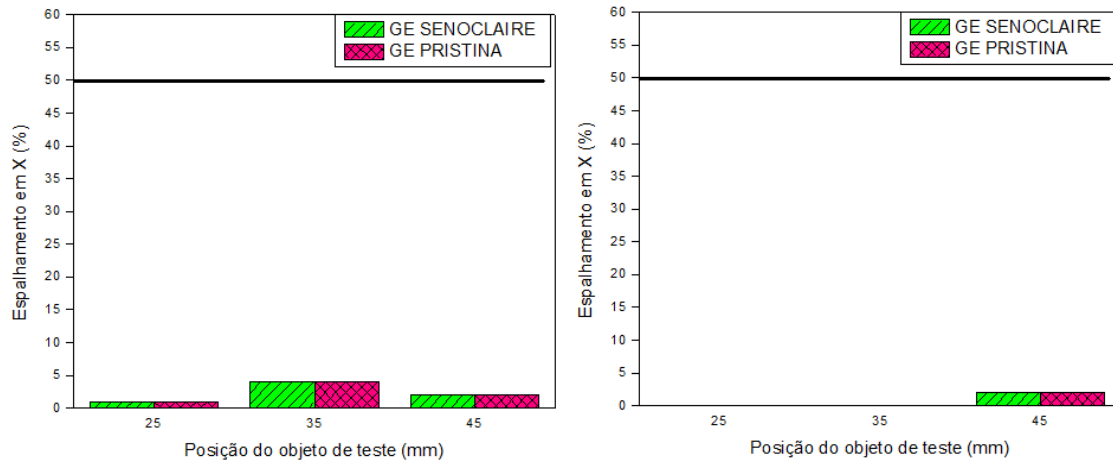


Figura 5.14 Avaliação do espalhamento em X em função da posição do objeto de teste para imagens obtidas com equipamento da GE de dois modelos distintos. Foi utilizado o algoritmo Laram_GE (à esquerda) e o de referência (à direita) para a avaliação.

Na Figura 5.15 pode-se observar os resultados da análise do espalhamento na direção Y em função da posição do objeto de teste. Utilizando o algoritmo de referência, não foi observado espalhamento nos dois modelos de equipamentos da GE para imagens reconstruídas com o objeto de teste posicionado a 35 mm, porém com o código desenvolvido no projeto, pode-se obter espalhamento nessas imagens, mas para o modelo Pristina com o objeto de teste posto a 45 mm não foi obtido espalhamento. Para o objeto de teste posto a 25 mm, os resultados obtidos nos dois algoritmos para os modelos Senoclaire e Pristina foram iguais.

O espalhamento na direção Y corresponde a quantidade de pixels entre os pontos Y1 TP e Y2 TP, sendo que o ponto Y1 TP é a posição acima e Y2 TP é a posição abaixo do valor de pixel máximo, dentro do espectro da ROI, cujos valores de pixels estão próximos ao valor do ponto médio. As avaliações utilizando os dois algoritmos computacionais apresentaram valores muito abaixo dos 50% (valor limite).

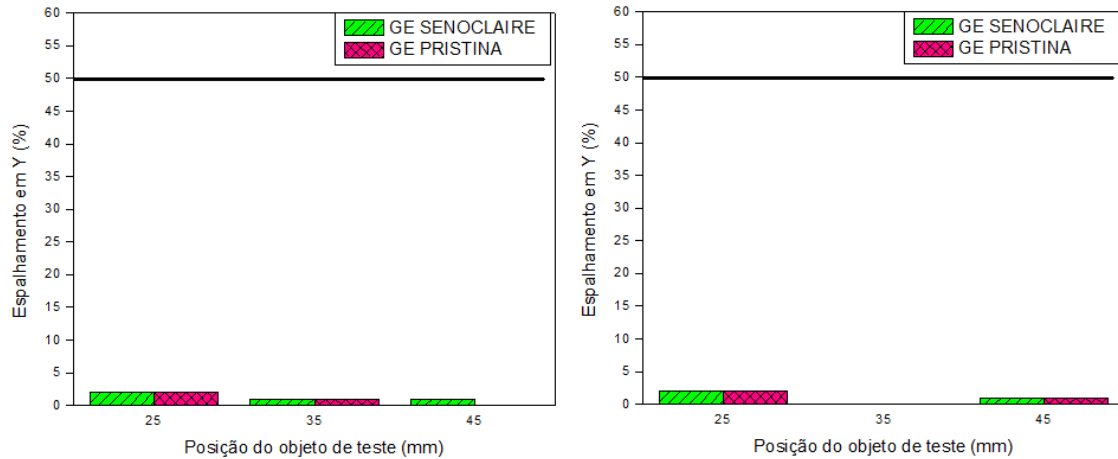


Figura 5.15 Avaliação do espalhamento em Y em função da posição do objeto de teste para imagens obtidas com equipamento da GE de dois modelos distintos. A avaliação foi feita por meio do algoritmo Laram_GE (à esquerda) e o de referência (à direita).

Os resultados para a avaliação da distorção perpendicular ao plano do detector (FWHM em Z) podem ser visualizados na Figura 5.16. As imagens obtidas com os dois equipamentos da GE para o objeto de teste posicionado a 25, 35 e 45 mm, em relação a bandeja de compressão, apresentaram valores idênticos ao se fazer análises em cada algoritmo individualmente, entretanto, os valores obtidos com o NCCPM_Tools foi observado um acréscimo de 0,1% em relação aos resultados do Laram_GE. As avaliações obtidas com ambos os modelos de equipamentos e ferramentas computacionais apresentaram valores inferiores ao valor limite equivalente a 20%.

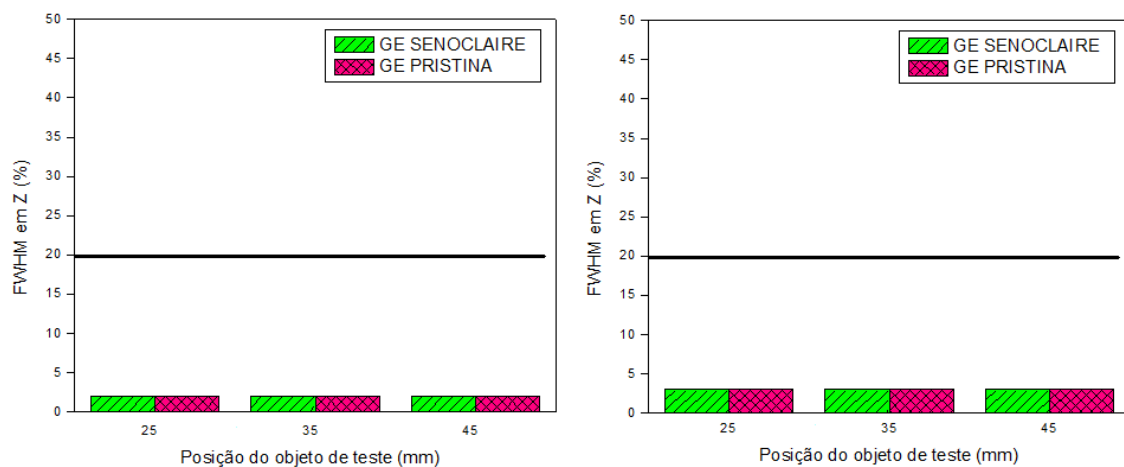


Figura 5.16 Avaliação da distorção perpendicular ao plano do detector (FWHM em Z) em função da posição do objeto de teste. À esquerda as análises foram feitas com o algoritmo Laram_GE e a direita com o algoritmo NCCPM_Tools.

5.2 Discussão

Foi avaliado o grau de inclinação ou curvatura do plano em foco contendo as esferas de Al. Para isso, avaliamos a altura do plano em foco, que representa a diferença entre o plano que as esferas aparecem mais nítidas e o plano médio de melhor foco. O resultado indica o grau de qualquer inclinação ou curvatura do plano em foco contendo as esferas de Al. É recomendado que essa diferença de altura não seja superior a 2 mm, garantindo que os planos reconstruídos em que as esferas estão em foco são paralelos à superfície da mesa de *bucky* e, portanto, sem distorção vertical.

Para avaliar a distorção significativa da imagem dentro do plano em foco na verdadeira altura das esferas de Al, foi verificada a acurácia do posicionamento no plano em foco a partir da comparação da separação entre as esferas nas direções paralelas e perpendicular à direção do movimento do tubo, em relação à separação média. A partir da informação do valor da separação dos pixels (*pixel spacing*), foi calculado a distância entre as esferas na imagem reconstruída. Comparou-se a separação real das esferas (já conhecida) e foi determinado o erro relativo, que deve ser inferior a 5%. A separação entre os pixels para imagens de DBT obtidas com equipamento da Hologic, diferiu entre os planos em foco para cada posição do objeto de teste na pilha de PMMA. O algoritmo informa o valor do *pixel spacing* para imagens reconstruídas.

A análise da distorção discernível na imagem dos planos em foco pode ser resumida seguinte forma:

As coordenadas X e Y das esferas adjacentes foram obtidas, e utilizando-se o espaçamento nominal de pixels foram calculadas as distâncias médias entre as esferas. Ao comparar esse resultado com a separação física das esferas no objeto de teste, obtivemos as distorções nas direções x e y no plano em foco. Por exemplo, se em um teste as distâncias médias entre as esferas for 52 mm, sabendo que a separação real entre as esferas é 54 mm, o erro relativo de escala equivale a aproximadamente 4% (distorção significativa da imagem dentro do plano em foco na verdadeira altura das esferas de alumínio). Os desvios máximos das separações em X e Y nesse teste é de 0,2 mm, sendo que o fabricante garante acurácia de posicionamento das esferas de Al de $\pm 0,1$ mm. Os desvios máximos nas separações em X e Y indicam se há qualquer distorção discernível da imagem no plano em foco. Os resultados do exemplo citado mostram que não há distorção geométrica discernível no plano em foco.

É importante fazer uma avaliação visual das esferas nos planos em foco, a imagem aparente da esfera no plano em foco reconstruído deve ser bem definida, sem artefatos. Em planos focais acima e abaixo, a imagem da esfera de Al torna-se mais fraca, e estende-se em uma linha paralela à borda que fica em contato com a parede torácica da imagem, como na Figura 5.17 a seguir.

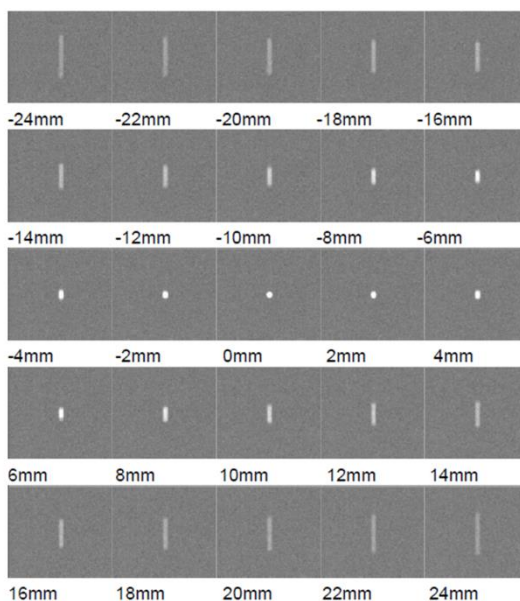


Figura 5.17 Planos em foco em diferentes alturas mostrando uma esfera de alumínio de 1 mm de diâmetro. Fonte: NHSBSP Equipment Report 1307 Version 2: Technical evaluation of Hologic Selenia Dimensions digital breast tomosynthesis system, 2014.

Para a avaliação do espalhamento, foram realizadas medições quantitativas da dispersão do artefato em três dimensões, através das identificações da largura a meia altura (FWHM) em duas direções ortogonais paralelas à superfície do detector e na direção perpendicular à superfície do detector. Foi feita uma comparação das dimensões das esferas de Al como elas aparecem nos planos em que estão em foco (FWHM PF). Com isso, o espalhamento da FWHM dos artefatos que estão associados a todos os planos em focos (FWHM TP). Com isso, foi calculada a diferença entre a FWHM do plano composto (TP) e dos planos individuais (PF). Isto fornece uma medida da mudança ou do espalhamento de cada esfera, como se pode observar na altura aparente das esferas nos planos em foco adjacentes.

A FWHM em Z (distorção perpendicular ao plano do detector), para todas as esferas na direção vertical, fornece uma medida da propagação inter-plano para uma esfera de alumínio de 1 mm de diâmetro. A diferença máxima é determinada entre a dimensão da esfera no plano em que ela está em foco (PF) e a FWHM na mesma direção, porém levando em conta todos os planos (TP). Assim, obtém-se o espalhamento máximo aparente ou a mudança da imagem da esfera de alumínio entre os planos em foco. É recomendado uma mudança inferior a 20% na FWHM perpendicular ao detector e espalhamento paralelo ao detector inferior a 50%

6 CONCLUSÃO

Neste trabalho, apresentamos a motivação para otimizar a avaliação da distorção geométrica e da dispersão de artefatos, e alguns conceitos básicos sobre funcionamento de equipamento de tomossíntese digital da mama e os testes para controle de qualidade para tomossíntese. Foi também descrita a metodologia usada para avaliação da DGDA para equipamentos da Hologic e da GE.

O algoritmo Laram_Hologic foi desenvolvido e testado com dados obtidos em três clínicas de diferentes regiões do Brasil, que dispunham de aparelhos de DBT da fabricante Hologic. O algoritmo Laram_GE foi desenvolvido semelhantemente ao Laram_Hologic, com incorporação de algumas especificidades para análise das imagens dos planos reconstruídos. Nas imagens reconstruídas da Hologic, foram avaliados os planos onde cada esfera aparecia em foco. Entretanto, nas imagens reconstruídas da GE todas as esferas aparecem em foco em apenas um dos planos. As imagens de DBT da GE e da Hologic foram avaliadas e comparadas com resultados de algoritmo de referência NCCPM_Tools. Foram avaliados: o grau de inclinação ou curvatura do plano em foco contendo as esferas de Al; a distorção significativa da imagem no plano em foco, através da comparação da separação entre as esferas no plano em foco; e a separação física das esferas no objeto de teste. Avaliou-se também a dispersão discernível da imagem no plano em foco, através dos desvios máximos nas separações em X e Y, e a dispersão do artefato em três dimensões, através das medições da largura a meia altura (FWHM) em duas direções ortogonais paralelas à superfície do detector e na direção perpendicular à superfície do detector.

Os resultados dos testes demonstraram que as ferramentas computacionais desenvolvidas são capazes de avaliar a DGDA nas imagens de DBT de forma semelhante ao algoritmo de referência (EUREF), assegurando que pode ser empregado para análises de imagens obtidas em equipamentos de tomossíntese de fabricantes diversos.

6.1 Perspectivas futuras

Foi observado a dependência da ROI (região de interesse) em algumas análises das imagens de DBT. Em trabalhos futuros é necessário estudar a dependência da ROI e encontrar a melhor dimensão que proporcione resultados mais precisos.

REFERÊNCIAS

- BAKER, J. A.; LO, J. Y. Breast tomosynthesis: state-of-the-art and review of the literature. **Academic radiology**, v. 18, n. 10, p. 1298-1310, 2011.
- BALDWIN, P. Digital breast tomosynthesis. **Radiologic technology**, v. 81, n. 1, p. 57M-74M, 2009.
- BOONE, J. M. et al. Quality control in diagnostic radiology. **New York: Am Asso Med Phys**, v. 74, p. 1-77, 2002.
- BRASIL. Ministério da Saúde. Agência Nacional de Vigilância Sanitária. Portaria nº. 453, de 01 de junho de 1998. **Aprova o Regulamento Técnico que estabelece as diretrizes básicas de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico, dispõe sobre o uso dos raios-x diagnósticos em todo território nacional e dá outras providências**. Brasília: ANVISA, 1998.
- INCA. Instituto Nacional de Cancer José Alencar Gomes da Silva. (2016). Estimativa 2016: incidência de câncer no Brasil. Ministério da Saúde Instituto Nacional de Câncer José Alencar Gomes da Silva (pp. 1-124). <https://doi.org/978-85-7318-283-5>
- Burch, A., et al. Routine quality control tests for breast tomosynthesis (physicists). National Health Services Breast Screening Program Equipment Report 1407, 2015.
- CONANT, E. F. Clinical implementation of digital breast tomosynthesis. **Radiologic Clinics**, v. 52, n. 3, p. 499-518, 2014.
- GENNARO, G. et al. Digital breast tomosynthesis versus digital mammography: a clinical performance study. **European radiology**, v. 20, n. 7, p. 1545-1553, 2010.
- GILBERT, F. et al. TOMMY Trial (a comparison of tomosynthesis with digital mammography in the UK NHS breast screening programme) setting up a multicentre imaging trial. **Breast Cancer Research**, v. 13, n. 1, p. P28, 2011.
- HOOLEY, R. J., et al. (2017). "Advances in digital breast tomosynthesis." *American Journal of Roentgenology* 208(2): 256-266, 2017.

KALAF, José Michel. Mamografia digital de campo total: modalidade aprimorada de estudo mamográfico. **Rev. imagem**, v. 29, n. 1, p. III-IV, 2007..

LEBORGNE, R. Diagnosis of tumors of the breast by simple roentgenography; calcifications; in carcinomas. **American journal of roentgenology and radium therapy**, v. 65, n. 1, p. 1-11, 1951

LI, Xinhua; ZHANG, Da; LIU, Bob. A parameterization method and application in breast tomosynthesis dosimetry. **Medical physics**, v. 40, n. 9, 2013.

LU, Y. et al. A diffusion-based truncated projection artifact reduction method for iterative digital breast tomosynthesis reconstruction. **Physics in Medicine & Biology**, v. 58, n. 3, p. 569, 2013.

MALES, M.; MILETA, D.; GRGIC, M. Digital breast tomosynthesis: A technological review. **ELMAR**, 2011 Proceedings, 2011, IEEE. p.41-45.

SMITH, A. P.; HALL, P. A.; MARCELLO, D. M. Emerging technologies in breast cancer detection. **Radiology management**, v. 26, n. 4, p. 16-27, 2004. ISSN 0198-7097.

SMITH, Andrew. Fundamentals of breast tomosynthesis. **White Paper, Hologic Inc., WP-00007**, v. 8, 2008.

Strudley, C., et al. (2014). "Technical evaluation of Hologic Selenia Dimensions digital breast tomosynthesis system: NHSBSP Equipment Report 1307, Version 2." Sheffield: NHS Cancer Screening Programmes.


TSENG, Q. Find Focused Slices ImageJ Plugin. Disponível em: <<https://sites.google.com/site/qingzongtseng/find-focus>> . Último acesso: 20/12/2017.

VAN ENGEL, R. et al. Protocol for the quality control of the physical and technical aspects of digital breast tomosynthesis system. **EUREF, European Guidelines for Quality Assurance in Breast Cancer Screening and Diagnosis**, 2013.

VAN ENGEL, R. E. et al. A European Protocol for Technical Quality Control of Breast Tomosynthesis Systems. International Workshop on Digital Mammography, 2014, Springer. p.452-459.

Anexo I – Planilha de teste DGDA

Espessura de cada plano reconstruído (mm) *		
Separação das bolas de alumínio no objeto de teste (mm)		
* HOLOGIC: 1 ; SIEMENS: xx mm		
grupo das imagens (SCXX)		
Posição do objeto de teste na pilha de PMMA (mm)		
Pixel spacing		



 CENTRO DE DESENVOLVIMENTO
DA TECNOLOGIA NUCLEAR

# esfera de Al	faixa melhor foco	X	Y	BG ROI	Máximo	Pro Médio	X1	X2	Y1	Y2	FWHM X PF	FWHM Y PF	BG TP	Máx TP	Pro Médio TP	X1 TP	X2 TP	Y1 TP	Y2 TP	FWHM X TP	FWHM Y TP	BG Z	Z1 TP	Z2 TP	FWHM Z TP
						0					0.000	0.000			0					0.000	0.000	0			0.000
						0					0.000	0.000			0					0.000	0.000	0			0.000
						0					0.000	0.000			0					0.000	0.000	0			0.000
						0					0.000	0.000			0					0.000	0.000	0			0.000
						0					0.000	0.000			0					0.000	0.000	0			0.000
						0					0.000	0.000			0					0.000	0.000	0			0.000
						0					0.000	0.000			0					0.000	0.000	0			0.000
						0					0.000	0.000			0					0.000	0.000	0			0.000
						0					0.000	0.000			0					0.000	0.000	0			0.000
						0					0.000	0.000			0					0.000	0.000	0			0.000
						0					0.000	0.000			0					0.000	0.000	0			0.000
						0					0.000	0.000			0					0.000	0.000	0			0.000
						0					0.000	0.000			0					0.000	0.000	0			0.000
						0					0.000	0.000			0					0.000	0.000	0			0.000
						0					0.000	0.000			0					0.000	0.000	0			0.000
						0					0.000	0.000			0					0.000	0.000	0			0.000
						0					0.000	0.000			0					0.000	0.000	0			0.000
						0					0.000	0.000			0					0.000	0.000	0			0.000
						0					0.000	0.000			0					0.000	0.000	0			0.000
						0					0.000	0.000			0					0.000	0.000	0			0.000
						0					0.000	0.000			0					0.000	0.000	0			0.000
						0					0.000	0.000			0					0.000	0.000	0			0.000
						0					0.000	0.000			0					0.000	0.000	0			0.000
						0					0.000	0.000			0					0.000	0.000	0			0.000
						0					0.000	0.000			0					0.000	0.000	0			0.000
						0					0.000	0.000			0					0.000	0.000	0			0.000
						0					0.000	0.000			0					0.000	0.000	0			0.000
						0					0.000	0.000			0					0.000	0.000	0			0.000
						0					0.000	0.000			0					0.000	0.000	0			0.000
						0					0.000	0.000			0					0.000	0.000	0			0.000
						0					0.000	0.000			0					0.000	0.000	0			0.000
						0					0.000	0.000			0					0.000	0.000	0			0.000
						0					0.000	0.000			0					0.000	0.000	0			0.000
						0					0.000	0.000			0					0.000	0.000	0			0.000
						0					0.000	0.000			0					0.000	0.000	0			0.000
						0					0.000	0.000			0					0.000	0.000	0			0.000
						0					0.000	0.000			0					0.000	0.000	0			0.000
						0					0.000	0.000			0					0.000	0.000	0			0.000
						0					0.000	0.000			0					0.000	0.000	0			0.000
						0					0.000	0.000			0					0.000	0.000	0			0.000
						0					0.000	0.000			0					0.000	0.000	0			0.000
						0					0.000	0.000			0					0.000	0.000	0			0.000
						0					0.000	0.000			0					0.000	0.000	0			0.000
						0					0.000	0.000			0					0.000	0.000	0			0.000
						0					0.000	0.000			0					0.000	0.000	0			0.000
						0					0.000	0.000			0					0.000	0.000	0			0.000
						0					0.000	0.000			0					0.000	0.000	0			0.000
						0					0.000	0.000			0					0.000	0.000	0			0.000
						0					0.000	0.000			0					0.000	0.000	0			0.000
						0					0.000	0.000			0					0.000	0.000	0			0.000
						0					0.000	0.000			0					0.000	0.000	0			0.000
						0					0.000	0.000			0					0.000	0.000	0			0.000
						0					0.000	0.000			0					0.000	0.000	0			0.000
						0					0.000	0.000			0					0.000	0.000	0			0.000
						0					0.000	0.000			0					0.000	0.000	0			0.000
						0					0.000	0.000			0					0.000	0.000	0			0.000
						0					0.000	0.000			0					0.000	0.000	0			0.000
						0					0.000	0.000			0					0.000	0.000	0			0.000
						0					0.000	0.000			0					0.000	0.000	0			0.000
						0					0.000	0.000			0					0.000	0.000	0			0.000
						0					0.000	0.000			0					0.000	0.000	0			0.000
						0					0.000	0.000			0					0.000	0.000	0			0.000
						0					0.000	0.000			0					0.000	0.000	0			0.000
						0					0.000	0.000			0					0.000	0.000	0			0.000
						0					0.000	0.000			0					0.000	0.000	0			0.000
						0					0.000	0.000			0					0.000	0.000	0			0.000
						0					0.000	0.000			0					0.000	0.000	0			0.000
						0					0.000	0.000			0					0.000	0.000	0			0.000
						0					0.000	0.000			0					0.000	0.000	0			0.000
						0					0.000	0.000			0					0.000	0.000	0			0.000
						0					0.000	0.000			0					0.000	0.000	0			0.000
						0					0.000	0.000			0					0.000	0.000	0			0.000
						0					0.000	0.000			0					0.000	0.000	0			0.000
						0					0.000	0.000			0					0.000	0.000	0			0.000
						0					0.000	0.000			0					0.000	0.000	0			0.000
						0					0.000	0.000			0					0.000	0.000	0			0.000
						0					0.000	0.000			0					0.000	0.000	0			0.000
						0					0.000	0.000			0					0.000	0.000	0			0.000
						0					0.000	0.000			0					0.000	0.000	0			0.000
						0					0.000	0.000			0					0.000	0.000	0			0.000
						0					0.000	0.000			0					0.000	0.000	0			0.000